

Titre: Simulation biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique
Title: par orthèse : application à la conception rationnelle de corsets

Auteur: Julien Clin
Author:

Date: 2005

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Clin, J. (2005). Simulation biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique
Citation: par orthèse : application à la conception rationnelle de corsets [Master's thesis,
École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/7356/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7356/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Unspecified
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

SIMULATION BIOMÉCANIQUE DU TRAITEMENT DE LA
SCOLIOSE IDIOPATHIQUE PAR ORTHÈSE : APPLICATION À LA
CONCEPTION RATIONNELLE DE CORSETS

JULIEN CLIN
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
AVRIL 2005



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-494-01299-4

Our file Notre référence

ISBN: 0-494-01299-4

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

SIMULATION BIOMÉCANIQUE DU TRAITEMENT DE LA
SCOLIOSE IDIOPATHIQUE PAR ORTHÈSE : APPLICATION À LA
CONCEPTION RATIONNELLE DE CORSETS

présenté par : **CLIN Julien**

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. DANSEREAU Jean, Ph.D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

Mme RONSKY Janet, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier mon directeur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir permis de travailler sur ce projet et pour m'avoir encadré. J'ai apprécié l'autonomie qu'il m'a accordée, son sens critique, sa rigueur et son ouverture d'esprit.

J'aimerais également remercier mes collègues du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D), notamment Josée Carrier, Anne-Marie Huynh, Mélisa Tremblay, Kajsa Duke, Fabien Luce, Luc Cloutier, pour les conseils qu'ils m'ont donnés et leur sens du travail d'équipe.

Je remercie les gens avec qui je vis.

Ce travail de recherche a été financé par l'Institut de recherche en santé du Canada (IRSC), le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), et le Programme des chaires de recherche du Canada.

RÉSUMÉ

La scoliose est une déformation tridimensionnelle évolutive de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Pour les déformations modérées, le principal traitement utilisé est le traitement par orthèse (corset). Son objectif est de stopper la progression des déformations scoliotiques en appliquant des forces sur le tronc humain. Les différents corsets existant reposent sur des principes de correction relativement similaires mais présentent cependant des différences notables au niveau de leur conception. Leur biomécanique reste mal comprise et leur effet tridimensionnel discutable. Pour étudier ces problèmes, quelques modèles numériques ont été utilisés. Ils simulent généralement le traitement par corset en appliquant des forces calculées expérimentalement sur un modèle éléments finis du tronc humain. Une évolution récente consiste à modéliser directement le corset et son interface avec le tronc humain pour simuler le traitement par orthèse. Cette méthodologie est plus réaliste que l'application directe de forces sur le tronc humain mais doit encore être perfectionnée.

L'objectif de ce projet a donc été de développer un modèle paramétrique détaillé de corset et une simulation de son effet immédiat permettant d'étudier l'influence des paramètres de conception susceptibles d'être optimisés.

À partir d'un modèle éléments finis personnalisé du tronc humain comprenant le rachis, la cage thoracique, le bassin et l'abdomen, un modèle paramétrique personnalisé d'un corset a été créé. La géométrie de ce corset numérique est basée sur 8 courbes génératrices définies chacune par 10 paramètres morphométriques. La coque rigide du corset, les coussinets, les ouvertures, les courroies et l'interface avec le tronc humain sont ensuite modélisés par éléments finis. La simulation de son effet immédiat est effectuée en modélisant les étapes d'installation du corset sur le patient et le serrage des courroies.

La distance maximale entre la surface interne du modèle du corset et la surface externe du modèle du tronc a été calculée et minimisée. Cette distance permet d'estimer la précision de la modélisation géométrique.

Les effets du coefficient de friction et des paramètres de la simulation non-linéaire ont été évalués grâce à un plan d'expériences. Une étude de convergence a ensuite permis de régler ces paramètres pour obtenir un compromis entre la précision numérique des simulations et le temps de calcul. L'influence des conditions limites sur le tronc humain et le corset a été étudiée.

Un corset a été modélisé en suivant les principes de conception du corset de Boston. Un seul patient a été utilisé (courbure d'apex T9 et d'angle de Cobb 40°, déjettement de 23.4 mm, cyphose thoracique de 18°, gibbosité maximale de 15° et rotation axiale maximale de 16°). Un plan d'expériences a permis de calculer les effets de la taille, de la rigidité de la coque rigide, de la rigidité des coussinets, du coefficient de friction et de la tension de courroies sur la correction immédiate des déformations scoliotiques et sur les forces générées par le corset.

Après optimisation, la distance maximale entre la surface interne du modèle du corset et la surface externe du modèle du tronc est de 11 mm. Les effets des paramètres de simulation sont faibles devant les effets des paramètres de conception. Lorsque le plateau de convergence est atteint, le temps de calcul est de 28 minutes CPU.

Pour le modèle inspiré du corset de Boston, il est apparu que l'effet de la rigidité des coussinets était faible devant les autres effets. Le paramètre ayant le plus d'influence sur les forces exercées par le corset est la tension de courroies. Globalement, les forces augmentent quand la tension de courroie augmente, ce qui est en accord avec les données expérimentales. Au niveau géométrique, les différents corsets testés produisent des déformations qualitativement identiques : ils réduisent la cyphose thoracique (-11° au maximum), améliorent l'équilibre global du rachis dans le plan frontal (correction du déjettement de 25 mm au maximum) mais corrigent peu les courbures (-9° au

maximum). Ils réduisent faiblement la rotation axiale et la gibbosité (-6° et -4° au maximum). Les évolutions de ces fonctions objectives en fonction des paramètres de conception du corset sont toutefois contradictoires. Le problème d'optimisation est multi-critères.

Le modèle développé est détaillé, paramétrique et automatisé. La géométrie du corset pourra être améliorée en raffinant le modèle du tronc. Une étude avancée de l'influence des paramètres de simulation a montré que le modèle permet de comparer efficacement des corsets de conception différente. Le temps de calcul est raisonnable mais reste relativement élevé dans le cadre d'un processus d'optimisation. Quelques améliorations devront encore être apportées pour améliorer la fréquence de convergence et le réalisme de la simulation. L'étude préliminaire d'optimisation a démontré les possibilités offertes par le modèle dans ce domaine. Une étude davantage détaillée et exhaustive, multi-critère et adaptée à des temps de calcul élevés, doit encore être effectuée.

Le modèle développé dans ce projet est innovateur. Il constitue une avancée en terme de réalisme des simulations numériques du traitement par corset. La modélisation devra cependant encore être raffinée. Des études de validation expérimentale devront être menées. Ce modèle permettra alors une étude avancée de la biomécanique des corsets et une rationalisation de leur conception.

ABSTRACT

Scoliosis is a three-dimensional and progressive deformity of the spine and the rib cage. Patients with moderate deformities are generally treated with orthoses (braces). These braces are aimed at stopping the progression of scoliotic deformities by applying forces on the human torso.

The different existing braces are based on relatively similar correction principles but their design can be quite different. Their biomechanics remain poorly understood and their three-dimensional effect is still questioned. To study these problems a few numerical models have been used. They generally simulate brace treatment by applying experimentally calculated forces on a finite element model of the human torso. Recently a new method which consists in directly modeling the brace and its interface with the human torso to simulate brace treatment has been proposed. This method is more realistic than the direct application of forces on the human torso but still has to be improved.

Subsequently, the objective of this project is to develop a detailed parametric model of a brace and a realistic simulation of its immediate effects, which will allow studying the design parameters.

Based on a finite element model of the human torso including the spine, the rib cage, the abdomen and the pelvis, a parametric and personalized model of a brace was created. The geometry of the brace is based on 8 generative curves defined by 10 morphometric parameters. The rigid shell of the brace, the openings, the pads, the straps and the interface with the human torso are then modeled with the finite element method. The placement of the brace on the patient and the tightening of the straps are then simulated to compute the immediate effect on the patient.

The maximum distance between the internal surface of the brace model and the external surface of the trunk model was calculated to estimate the precision of the geometric modelization.

The influence of the friction coefficient and non-linear simulation parameters was evaluated thanks to a design of experiments. A compromise between numerical precision and calculation time was then found through a convergence study. The influence of boundary conditions was studied.

A brace following Boston brace design principles was modeled for one patient (Cobb angle of 40° with the apex at T9, thoracic kyphosis of 18° , maximal rib hump of 15° and maximal axial rotation of 16°). Thanks to a design of experiments, the effects of brace size, shell and pads stiffness, friction coefficient and straps tension were calculated.

Maximal distance between the internal surface of the brace model and the external surface of the trunk model was 11 mm. The effects of simulation parameters are weak compared to the effects of the design parameters. Once convergence plateau is reached computational time is 28 minutes CPU.

Concerning the model inspired by the Boston brace system, it was demonstrated that pad rigidity effect is weak compared to the effects of the other parameters. The most influent parameter on torso-brace interface forces is the strap tension. Globally, forces increase when straps tension increases, which is in agreement with experimental data. Geometrically, the tested braces generate qualitatively equivalent deformations. They decrease thoracic kyphosis (maximum of -11°), improve frontal plane spine balance (maximal correction of decompensation is -25 mm) but provide only little correction of frontal plane scoliotic curvatures (maximum of -9°). They poorly correct axial rotation and rib hump (maxima of -6° and -4°). Nevertheless, evolutions of these objective functions according to brace design parameters are contradictory. Optimisation problem is multicriteria.

The model developed in this study is quite detailed, parametric and automatic. Brace geometry could be improved by first refining trunk model geometry. The advanced study of simulation parameters influence shows that the model enables to compare different brace designs. Computational time is not prohibitive but remains relatively high for an optimization process. Simulation realism and convergence frequency are good but can still be improved. Optimization preliminary study showed the potential of the model. A more detailed and exhaustive multicriteria study, adapted to high computational time, remains to be done.

The developed model is original. The realism of brace treatment numerical simulations has been improved. Though, model needs to be further developed. When completely validated with appropriate experimental studies, such model could lead to advanced studies on brace biomechanics and could allow rationalizing their design.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	iv
RÉSUMÉ.....	v
ABSTRACT.....	viii
TABLE DES MATIÈRES.....	xi
LISTE DES TABLEAUX.....	xiv
LISTE DES ÉQUATIONS.....	xv
LISTE DES FIGURES.....	xvi
LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS.....	xx
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 Anatomie du tronc humain	3
1.1.1 Anatomie du rachis	3
1.1.2 Anatomie de la cage thoracique et du bassin	6
1.1.3 Anatomie de l'abdomen	7
1.1.4 Définition des repères de référence	9
1.2 La scoliose	9
1.2.1 Définition de la scoliose	9
1.2.2 Nature et mesure des déformations scoliotiques	10
1.3 Le traitement par corset orthopédique	15
1.3.1 Généralités	15
1.3.2 Description des différents types de corset	16
1.3.3 Efficacité des corsets	25
1.3.4 Évaluation des forces exercées par les corsets	27
1.4 Modélisation du tronc humain développée à l'École Polytechnique de Montréal et à l'hôpital Sainte-Justine.....	29
1.4.1 Modélisation géométrique (Dansereau, 1990; Aubin, 1995)	29

1.4.2	Modélisation éléments finis du rachis, du thorax et du bassin	30
1.4.3	Modélisation de l'abdomen	31
1.5	Les simulations numériques du traitement par corset	32
1.5.1	Simulations par application directe des forces	32
1.5.2	Simulations par modélisation du corset	33
1.5.3	Optimisation du traitement par corset	35
CHAPITRE 2 : PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU PROJET		39
CHAPITRE 3 : MODÉLISATION DU TRONC HUMAIN, MODÉLISATION DU CORSET ET SIMULATION DE SON EFFET IMMÉDIAT		42
3.1	Modélisation du tronc humain	42
3.1.1	Raffinement du modèle de l'abdomen	42
3.1.2	Raffinement du modèle du bassin	43
3.2	Modélisation du corset	44
3.2.1	Modélisation géométrique	44
3.2.2	Modélisation du corset par éléments finis	52
3.2.3	Modélisation de l'interface corset-patient	52
3.3	Simulation numérique de l'action du corset sur un patient	53
3.3.1	Ouverture du corset	53
3.3.2	Fermeture du corset	54
3.3.3	Post-traitement de la simulation et description du patient-test	57
CHAPITRE 4 : VALIDATION DE LA MODÉLISATION ET DU PROCESSUS DE SIMULATION		60
4.1	Validation de la modélisation du tronc	60
4.1.1	Méthodologie	60
4.1.2	Résultats	61
4.1.3	Discussion et choix d'une modélisation	63
4.2	Validation de la modélisation géométrique du corset	66
4.2.1	Méthodologie et résultats	66
4.2.2	Discussion	70

4.3	Validation du processus de simulation	71
4.3.1	Problématique	71
4.3.2	Conditions limites	72
4.3.3	Gestion du phénomène de friction	73
4.3.4	Étude de l'influence des paramètres de simulation	73
CHAPITRE 5 : OPTIMISATION DE LA CONCEPTION DE CORSETS, ÉTUDE PRÉLIMINAIRE		88
5.1	Méthodologie	88
5.2	Résultats	89
5.3	Discussion	97
CHAPITRE 6 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES		102
6.1	Modélisation du tronc humain	102
6.2	Modélisation du corset et processus de simulation	105
6.2.1	Modélisation	105
6.2.2	Processus de simulation	106
6.3	Processus d'optimisation	108
CONCLUSION		111
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		114

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 : Classification de Lenke.....	13
Tableau 3-1 : Coordonnées des appuis trochantériques.....	44
Tableau 3-2 : Coordonnées selon z des courbes génératrices.....	46
Tableau 3-3 : Calcul des 6 paramètres.....	46
Tableau 3-4 : Coordonnées des points et tangentes d'une courbe génératrice.....	48
Tableau 3-5 : Différents paramètres calculés sur le modèle du patient.....	59
Tableau 4-1 : Comparaison de la convergence des simulations selon le modèle d'abdomen choisi.....	62
Tableau 4-2 : Différences maximales de déplacement des centres vertébraux entre les modèles raffinés 1 et 2.....	62
Tableau 4-3 : Pente sacrale et angle pelvien obtenus après différentes simulations.....	62
Tableau 4-4 : Pénétration/Fossé pour différentes valeurs de coupe et mep.....	67
Tableau 4-5 : Modalités des paramètres.....	74
Tableau 4-6 : Comparaison des résultats pour deux ouvertures différentes.....	82
Tableau 5-1 : Forces exercées sur les différentes régions du tronc en fonction de la tension de courroie appliquée. Comparaison entre les valeurs obtenues par simulation et les forces mesurées expérimentalement (Mac-Thiong, 2004).....	91
Tableau 5-2 : Évolutions minimales et maximales des paramètres géométriques pour les 48 simulations effectuées.....	97

LISTE DES ÉQUATIONS

Équation 3-1 : Calcul de la force finale dans les ressorts	56
Équation 3-2 : Calcul de la tension finale dans les courroies	56

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1 : Le rachis (adapté de www.medisite.fr)	3
Figure 1-2 : Vue latérale et supérieure d'une vertèbre (adapté de White et Panjabi, 1978)	4
Figure 1-3 : Articulation entre deux vertèbres (adapté de www.anatomie-humaine.com).	5
Figure 1-4 : Lieux d'insertion des ligaments intervertébraux (adapté de White et Panjabi, 1978)	5
Figure 1-5 : Représentation d'une côte (Basmajian, 1977)	6
Figure 1-6 : La cage thoracique (adapté de Basmajian, 1977).....	6
Figure 1-7 : Liaison côte-vertèbre (adapté de Netter, 1987).....	7
Figure 1-8 : Le bassin (adapté de www.anatomie-humaine.com)	7
Figure 1-9 : L'os de la hanche (Basmajian, 1977).....	7
Figure 1-10 : La paroi abdominale (adapté de Gray, 1918).....	8
Figure 1-11 : La cavité abdominale (adapté de Gray, 1918).....	8
Figure 1-12 : Coupe transverse de l'abdomen (adapté de Gray, 1918)	8
Figure 1-13 : Repère de référence R0	9
Figure 1-14 : Modification du rachis dans le plan frontal (Keim, 1976)	10
Figure 1-15 : Mesure de l'angle de Cobb (adapté de Keim, 1976)	11
Figure 1-16 : Le déjettement (adapté de Stokes et coll., 1994).....	12
Figure 1-17 : Rotation axiale d'une vertèbre scoliotique (adapté de White et Panjabi, 1978)	13
Figure 1-18 : Calcul de la rotation vertébrale	14
Figure 1-19 : La déformation des côtes chez le sujet scoliotique (adapté de Keim, 1976)	14
Figure 1-20 : La cunéiformisation (Keim, 1976)	15
Figure 1-21 : Déformation d'une vertèbre scoliotique (White et Panjabi, 1978)	15
Figure 1-22 : le corset de Milwaukee (Lonstein, 2003)	17

Figure 1-23 : Forces exercées par le corset de Milwaukee (White et Panjabi, 1990).....	17
Figure 1-24 : Forces exercées par le corset de Boston (Emans, 2003)	18
Figure 1-25 : Le corset de Boston (Emans, 2003)	18
Figure 1-26 : Compression abdominale générée par un corset (adapté de Carlson, 2003)	19
Figure 1-27 : Position optimale d'un coussinet thoracique (Carlson, 2003).....	20
Figure 1-28 : Plâtre du tronc humain (Bowen, 1998)	20
Figure 1-29 : le corset de Wilmington (Bowen, 1998)	21
Figure 1-30 : le corset de Chéneau.....	21
Figure 1-31 : Le corset de Providence (D'Amato, 2003)	21
Figure 1-32 : Angle de Cobb corrigé avec déséquilibre du rachis (Smith, 2004).....	22
Figure 1-33 : Principe de correction du corset Atlantic Rim (adapté de Smith, 2004)....	23
Figure 1-34 : Le corset de Charleston (Hooper, 2003)	24
Figure 1-35 : Corset TriaC (Veldhuizen, 2002).....	25
Figure 1-36 : Corset Spinecor (Rivard, 2003).....	25
Figure 1-37 : Reconstruction tridimensionnelle d'un patient à partir de radiographies multivues.....	30
Figure 1-38 : Modélisation éléments finis du rachis, du thorax et du bassin.....	31
Figure 1-39 : Modélisation éléments finis de l'abdomen (Périé, 2002).....	32
Figure 1-40 : Méthode de calcul des forces exercées par le corset (Petit, 1992)	33
Figure 1-41 : Modélisation du corset de Boston (Lacroix, 2003)	34
Figure 1-42 : Modélisation raffinée du tronc humain (Périé, 2004)	35
Figure 3-1 : Modèle du tronc humain utilisé.....	42
Figure 3-2 : Raffinement du modèle de l'abdomen	43
Figure 3-3 : Modèle raffiné du bassin	44
Figure 3-4 : Repère R1 de construction du corset.....	45
Figure 3-5 : Courbes génératrices du corset (Repère R1)	45
Figure 3-6 : Paramètre coupe	47
Figure 3-7 : Partition de la surface en sous-surfaces et découpage du corset	50

Figure 3-8 : Différents corsets obtenus après translation et rotation des courbes génératrices	50
Figure 3-9 : Points fondamentaux du corset	51
Figure 3-10 : Création des coussinets du corset.....	51
Figure 3-11 : Modèle éléments finis (maillage grossier :404 éléments, maillage fin : 2039 éléments).....	52
Figure 3-12 : Éléments points de contact.....	53
Figure 3-13 : Ouverture du corset	54
Figure 3-14 : Modélisation des courroies	55
Figure 3-15 : Modèle permettant de calculer la relation entre la précontrainte initiale imposée aux courroies et la tension finale.	56
Figure 3-16 : Pente sacrée et tilt pelvien (adapté de Vaz, 2002).....	57
Figure 3-17 : Position des centres des corps vertébraux, rotation axiale des vertèbres et gibbosité des côtes du patient	58
Figure 4-1 : Forces appliquées au modèle du tronc	60
Figure 4-2 : Position des corps vertébraux après différentes simulations.....	63
Figure 4-3 : Influence de la condition limite sur T1	65
Figure 4-4 : Convergence de l'erreur d'ajustement du corset.....	66
Figure 4-5 : Lignes de la surface du corset et modèle du tronc (abdomen et thorax).....	68
Figure 4-6 : Lignes de la surface du corset et modèle du tronc (bassin).....	68
Figure 4-7 : Courbes génératrices 1, 2 ,3 pour le sujet sain	69
Figure 4-8 : Courbe génératrice 6 pour le sujet sain	69
Figure 4-9 : Courbes génératrices 1, 2, 3 pour le sujet scoliotique	70
Figure 4-10 : Conditions aux limites sur le tronc humain.....	72
Figure 4-11 : Corset 1	74
Figure 4-12 : Corset 2	74
Figure 4-13 : Diagramme de Pareto des effets sur l'évolution du déjettement.....	76
Figure 4-14 : Comparaison des valeurs observées et des valeurs prédites pour la variable déjettement.....	76

Figure 4-15 : Diagramme de Pareto des effets sur la force thoracique droite.....	77
Figure 4-16 : Diagramme de Pareto des effets sur la force thoracique droite pour le corset 2	77
Figure 4-17 : Diagramme de Pareto des effets sur l'évolution du déjettement pour le corset 2	78
Figure 4-18 : Force thoracique droite, évolution du déjettement et temps de calcul en fonction de Fkn	79
Figure 4-19 : Force thoracique droite, évolution du déjettement et temps de calcul en fonction de Lmail	80
Figure 4-20 : Influence des conditions limites sur le résultat des simulations	83
Figure 5-1 : Corset 3 (inspiré du corset de Boston)	88
Figure 5-2 : Effets des paramètres sur la force thoracique droite	89
Figure 5-3 : Influence des paramètres Ecoque et Taille sur la force thoracique droite ...	90
Figure 5-4 : Influence des paramètres Tension et Friction sur la force thoracique droite	90
Figure 5-5 : Évolution de la force thoracique droite en fonction de la tension de courroies.....	92
Figure 5-6 : Effets des paramètres sur l'évolution de la déviation frontale moyenne	93
Figure 5-7 : Influence des paramètres Ecoque et Taille sur l'évolution de la déviation frontale moyenne	94
Figure 5-8 : Influence des paramètres Tension et Friction sur la déviation frontale moyenne.....	94
Figure 5-9 : Effet immédiat simulé de deux corsets différents sur la géométrie du rachis, la gibbosité des côtes et la rotation axiale des vertèbres.....	96
Figure 6-1 : Liaison entre des éléments poutres et des éléments coques (Ansys Theory Manual, 2004)	103

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Tridimensionnel
Clcor	Condition limite appliquée au corset
Cl _{t1}	Condition limite appliquée à T1
CT	Costo-transverse
CV	Costo-vertébral
CVCT	Costo-vertébral et costo-transverse
DLT	Direct Linear Transformation
E _{cavité}	Module d'Young de la cavité abdominale
E _{coque}	Module d'Young de la coque rigide du corset
E _{coussinet}	Module d'Young des coussinets du corset
E _{paroi}	Module d'Young de la paroi abdominale
F _{kn}	Rigidité de contact
F _{res}	Force résiduelle de déséquilibre
L _{mail}	Taille d'une arête du maillage
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire
mm	Millimètre
mm ²	Millimètre carré
MPa	Méga Pascal
N	Newton
Tension	Tension appliquée aux courroies du corset
T1 à T12	Première à la douzième vertèbre thoracique
μ	Coefficient de friction
$\nu_{cavité}$	Coefficient de Poisson de la cavité abdominale
ν_{paroi}	Coefficient de Poisson de la paroi abdominale

INTRODUCTION

La scoliose est une déformation tridimensionnelle évolutive de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Pour des déformations modérées, le principal traitement utilisé est le traitement par orthèse (corset). Son objectif est de stopper la progression des déformations scoliotiques en appliquant des forces sur le tronc humain.

Les différents corsets existant reposent sur des principes de correction relativement similaires (système de trois points de forces, stabilisation du corset sur le bassin, correction active), mais présentent cependant des différences notables au niveau de leur conception. Leur forme peut être définie comme a priori symétrique (corset de Boston), elle peut être créée à partir d'un plâtre du tronc du patient (corset de Chéneau, corset de Wilmington) ou elle peut être définie comme à priori asymétrique (corset Atlantic Rim). La position optimale des coussinets reste discutée (Carlson, 2003 ; Aubin, 1997 ; Wynarsky, 1991 ; Gignac, 2000 ; Gavin et Patwardhan, 1998). La tension optimale à appliquer aux courroies est également un sujet de réflexion (Wong, 2000 ; Mac-Thiong, 2003).

Globalement, la biomécanique des corsets reste mal comprise (Aubin, 1995 ; Périé, 2004). Concernant les courbures frontales, leur efficacité est généralement admise (Nachemson, 1995 ; Rowe, 1997) bien que certains auteurs la mettent encore en doute (Lonstein, 1994 ; Noonan, 1996). Leur effet tridimensionnel est discutable (Labelle, 1996).

Pour étudier ces problèmes, des modèles numériques ont été utilisés. Ils simulent généralement le traitement par corset en appliquant des forces calculées expérimentalement sur un modèle éléments finis du tronc humain (Andriacchi, 1976 ; Aubin, 1995 ; Gavin et Patwardhan, 1998). Cette approche ne permet pas toutefois d'étudier tous les paramètres de conception des corsets (leur forme, la position des courroies, la tension des courroies, etc.). Ainsi, une évolution récente consiste à

modéliser directement le corset et son interface avec le tronc humain pour simuler le traitement par orthèse (Périé, 2003). Cette méthodologie est plus réaliste que l'application directe de forces sur le tronc humain mais doit encore être perfectionnée.

L'objectif de ce projet a donc été de développer un modèle paramétrique détaillé de corset et une simulation de son effet immédiat permettant d'étudier l'influence des paramètres de conception susceptibles d'être optimisés.

Ce mémoire de maîtrise se compose de 6 chapitres. Le chapitre 1 présente une revue des connaissances. Le chapitre 2 effectue une synthèse de cette revue de connaissances, en dégage une problématique et fournit les objectifs globaux et détaillés du projet. Le chapitre 3 décrit la modélisation du corset et la simulation de son effet immédiat. Le chapitre 4 décrit les études de validation effectuées, le chapitre 5 présente une étude préliminaire sur l'optimisation d'un corset. Finalement, une discussion générale et une mise en perspective du projet sont effectuées dans le chapitre 6.

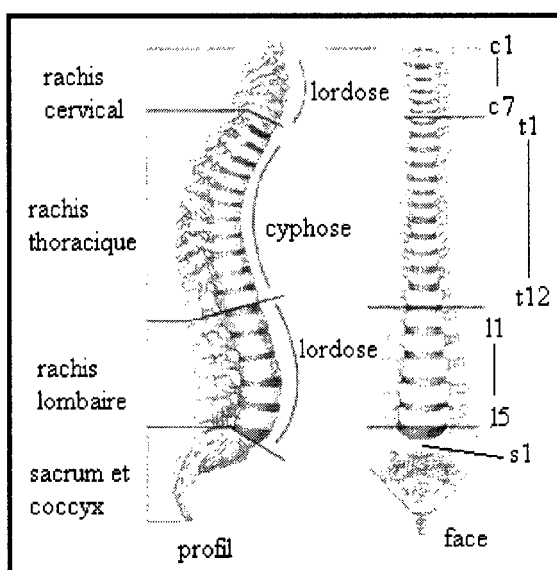
CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie du tronc humain

Dans cette section une description anatomique du tronc humain sera effectuée. Cette description ne sera pas exhaustive mais se contentera de répertorier et d'analyser les éléments indispensables à la compréhension de la suite du mémoire.

1.1.1 Anatomie du rachis

Le rachis est composé de cinq parties (*Figure 1-1*) :



- Le rachis cervical qui comprend 7 vertèbres cervicales (C1 à C7).
- Le rachis thoracique qui comprend 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12).
- Le rachis lombaire qui comprend 5 vertèbres lombaires (L1 à L5).
- Le sacrum qui comprend 5 vertèbres sacrées soudées entre elles (S1 à S5).
- Le coccyx qui comprend 4 à 5 vertèbres soudées entre elles.

Figure 1-1 : Le rachis (adapté de www.medisite.fr)

La colonne vertébrale est rectiligne dans le plan frontal mais présente 4 courbures distinctes dans le plan sagittal : une lordose cervicale (courbure dont la concavité est postérieure), une cyphose thoracique (courbure dont la concavité est antérieure), une lordose lombaire et une cyphose sacrée. Les vertèbres, selon qu'elles soient thoraciques, lombaires ou cervicales, possèdent leurs caractéristiques propres. On peut toutefois dégager une structure commune (*Figure 1-2*).

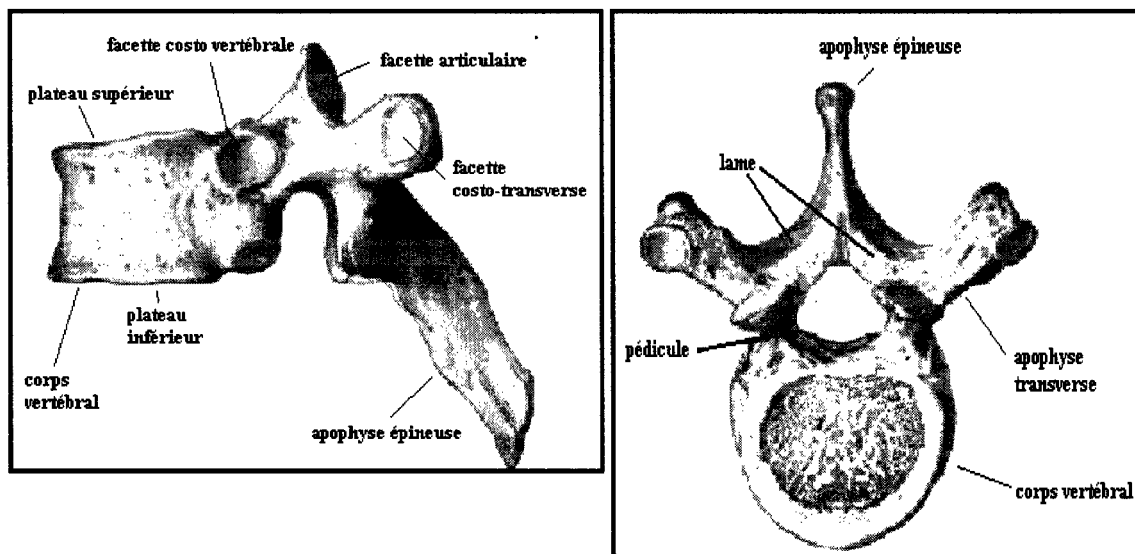


Figure 1-2 : Vue latérale et supérieure d'une vertèbre (adapté de White et Panjabi, 1978)

Une vertèbre comporte deux parties distinctes. On a tout d'abord une partie antérieure constituée par un bloc osseux et massif appelé corps vertébral. Le corps vertébral est délimité aux niveaux postérieur et inférieur par deux surfaces appelées plateau supérieur et plateau inférieur. Dans la partie postérieure, on trouve l'arche neurale qui est composée de deux pédicules et de deux lames. Ces deux pédicules et ces deux lames forment un 'canal osseux', le canal vertébral, qui a pour fonction de protéger la moelle épinière. Au niveau antérieur des pédicules se situent 4 facettes dites facettes costo-vertébrales (CV). Ces facettes permettent l'établissement de la liaison avec les côtes de la cage thoracique. Sur l'arche neurale viennent se greffer diverses 'apophyses' (ou 'processus'). Les 4 apophyses articulaires portent à leurs extrémités les facettes articulaires qui établissent la liaison entre deux vertèbres consécutives (facettes zygapophysaires). Les 2 apophyses transverses portent les facettes articulaires dites costo-transverses (CT). Ces facettes servent, de même que les facettes costo-vertébrales, à établir la liaison avec les côtes. Enfin, au niveau postérieur de l'arche neurale, se détache l'apophyse épineuse. Notons que les vertèbres lombaires, qui ne sont pas reliées aux côtes, ne possèdent pas les facettes costo-vertébrales et costo-transverses. Les *Figures*

1-3 et 1-4 montrent comment s'articulent deux vertèbres consécutives, quels sont les ligaments qui les lient et quels sont les points d'insertion de ces ligaments.

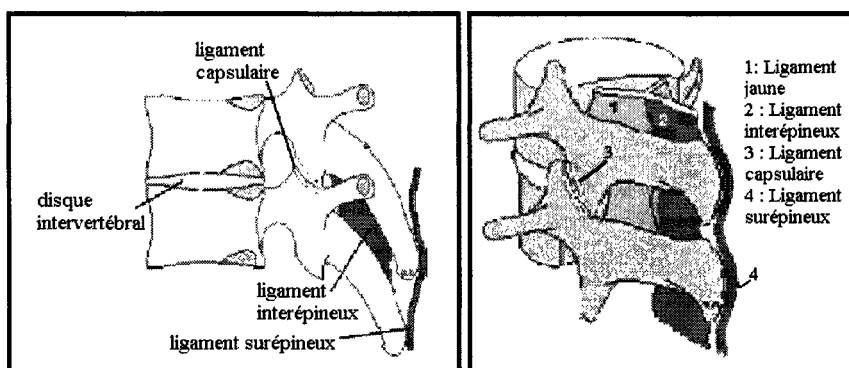


Figure 1-3 : Articulation entre deux vertèbres (adapté de www.anatomie-humaine.com)

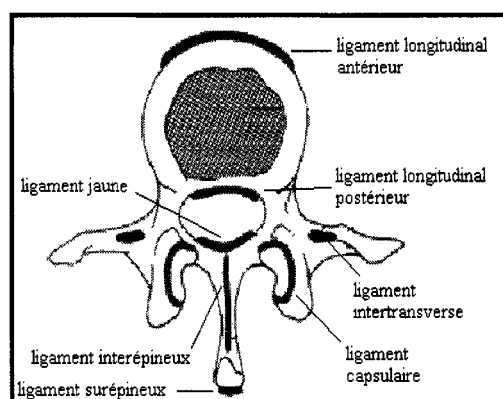


Figure 1-4 : Lieux d'insertion des ligaments intervertébraux (adapté de White et Panjabi, 1978)

Au niveau antérieur, l'articulation entre les corps vertébraux se réalise par l'intermédiaire des disques intervertébraux et des ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs. Au niveau postérieur, on trouve le ligament jaune qui relie les lames vertébrales, les ligaments intertransverses qui relient les apophyses transverses, les ligaments surépineux et interépineux qui relient les apophyses épineuses et le ligament capsulaire qui contribue à la liaison des facettes zygapophysaires inférieures et supérieures de deux vertèbres consécutives.

1.1.2 Anatomie de la cage thoracique et du bassin

À la structure du rachis vient se coupler la cage thoracique (*Figure 1-6*). On y distingue trois grands sous-ensembles : les côtes, les cartilages costaux et le sternum. On dénombre 12 côtes : 7 vraies côtes (côtes 1 à 7) qui sont reliées au sternum directement par les cartilages costaux, 3 fausses côtes (côtes 8 à 10) dont les cartilages costaux fusionnent avant de se lier au sternum et 2 côtes flottantes (côtes 11 et 12) dont les extrémités sont libres.

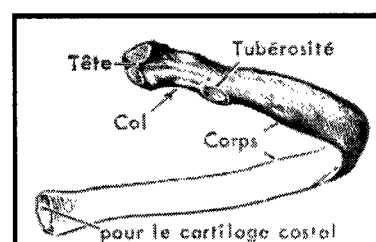
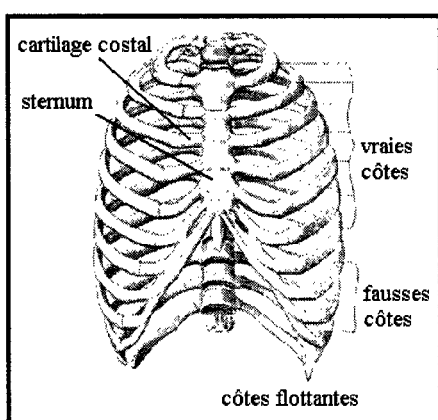


Figure 1-5 : Représentation d'une côte (Basmajian, 1977)

Figure 1-6 : La cage thoracique (adapté de Basmajian, 1977)

Chaque côte possède un corps, une extrémité postérieure et une extrémité antérieure (*Figure 1-5*). L'extrémité antérieure sert de point d'ancrage au cartilage costal pour la liaison avec le sternum. L'extrémité postérieure comporte une tête, une tubérosité et un col. La tête costale est cunéiforme : elle possède deux facettes qui par leur contact avec les facettes CV de deux vertèbres consécutives assurent la liaison avec le rachis. La tubérosité costale possède elle aussi une facette articulaire qui forme une articulation avec la facette CT de la vertèbre adjacente, complétant ainsi la liaison vertèbre-côte établie par les facettes CV (*Figure 1-7*).

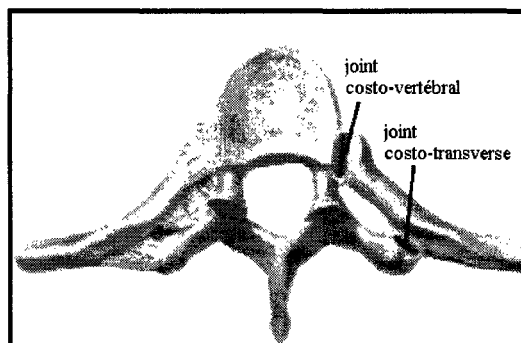


Figure 1-7 : Liaison côte-vertèbre (adapté de Netter, 1987)

Du fait de ces liaisons, on observe alors un couplage entre les comportements cinématiques et mécaniques du rachis et de la cage thoracique (Aubin, 1997). À son extrémité inférieure, la colonne vertébrale établit une liaison avec le bassin, par l'intermédiaire du sacrum. Le bassin se divise en trois parties (Figure 1-8) : on a les 2 os de la hanche (ou os coxal) qui sont reliés entre eux par la symphyse pubienne au niveau antérieur et par le sacrum au niveau postérieur. Les os coxaux sont délimités à leur extrémité supérieure par les crêtes iliaques (Figure 1-9).

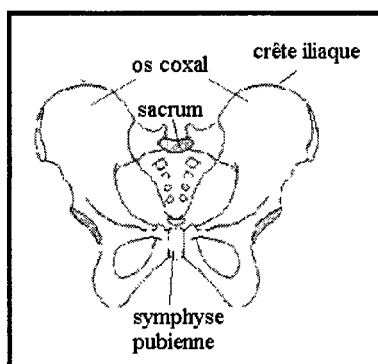


Figure 1-8 : Le bassin (adapté de www.anatomie-humaine.com)

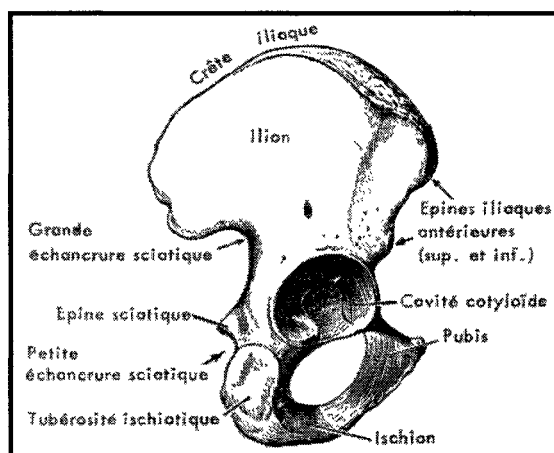


Figure 1-9 : L'os de la hanche (Basmajian, 1977)

1.1.3 Anatomie de l'abdomen

L'abdomen est composé de la cavité abdominale et de la paroi abdominale. Il est délimité par le diaphragme au niveau supérieur et par le bassin au niveau inférieur. La

cavité abdominale (Figure 1-11) contient les viscères (estomac, intestin, pancréas). La paroi abdominale (Figure 1-10) entoure la cavité abdominale et est composée de tissus adipeux et de muscles.

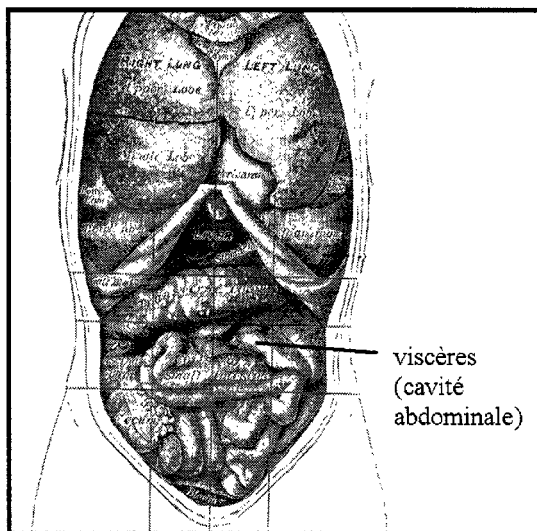


Figure 1-11 : La cavité abdominale (adapté de Gray, 1918)

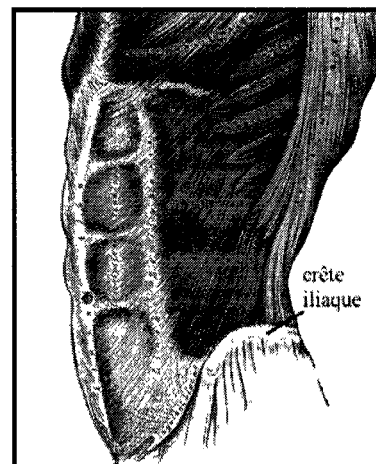


Figure 1-10 : La paroi abdominale (adapté de Gray, 1918)

Parmi les muscles de la cavité abdominale, on distingue principalement le rectus au niveau antérieur, l'obliquus externus, l'obliquus internus et le transversus au niveau latéral, le quadratus lumborum, le psoas major et le sacrospinalis au niveau postérieur (Figure 1-12).

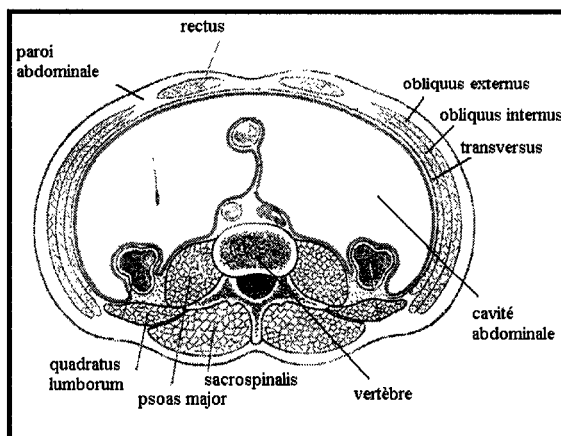


Figure 1-12 : Coupe transverse de l'abdomen (adapté de Gray, 1918)

1.1.4 Définition des repères de référence

Afin de pouvoir décrire quantitativement la géométrie du tronc humain, il est auparavant nécessaire de définir un repère global par rapport auquel définir la position et l'orientation de ses différents éléments constitutifs. Le repère global utilisé (*Figure 1-13*) est celui proposé par la S.R.S (Scoliosis Research Society). L'axe Z est vertical, l'axe X est défini comme étant la perpendiculaire commune à l'axe Z et à la droite passant par les épines iliaques antéro-supérieures (*Figure 1-9*), l'axe Y complète ce repère afin qu'il soit orthonormé direct. L'origine O est située au centre du plateau supérieur de la première vertèbre sacrée (S1). Ce repère sera appelé par la suite repère R0.

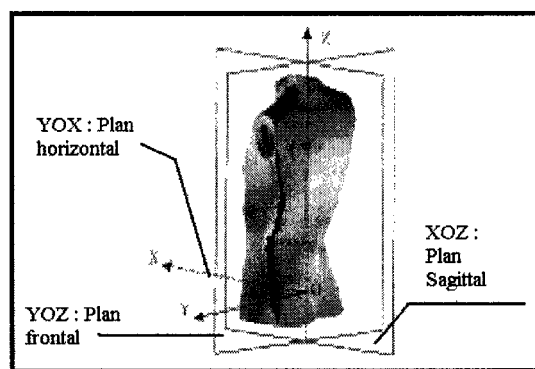


Figure 1-13 : Repère de référence R0

1.2 La scoliose

1.2.1 Définition de la scoliose

La scoliose se définit comme une déformation pathologique tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette maladie apparaît généralement durant l'adolescence (période de croissance) et touche principalement les filles (90 % des cas, Rogala, 1978). Dans la grande majorité des cas, la scoliose est idiopathique (sa cause est inconnue). Elle touche environ 5 personnes sur 1000 (Pope et coll., 1984) et 10 % des malades nécessiteront un traitement (Weinstein, 1986).

Les conséquences négatives de la scoliose sont diverses. Pour des déformations légères, la conséquence principale est d'ordre esthétique. Les déformations scoliotiques internes ont des répercussions sur la morphologie externe des patients et donc un impact

psychologique négatif sur ces patients. Pour des déformations scoliotiques plus graves, on peut de plus observer l'apparition de douleurs dorsales chroniques, assister à une perturbation du fonctionnement des organes vitaux (au niveau cardio-respiratoire par exemple) ou encore observer une réduction des capacités motrices des patients.

La scoliose est une maladie évolutive : les déformations qu'elle induit peuvent progresser au cours du temps. Les déformations scoliotiques entraînent en effet l'apparition d'efforts anormaux, pathologiques, sur les différents éléments constitutifs du rachis et de la cage thoracique. Ces efforts modifient le processus de croissance osseuse de ces éléments, aboutissant ainsi à une déformation scoliotique encore plus grande. On entre ainsi dans un 'cercle vicieux' où les déformations engendrent de nouvelles déformations (Villemure, 2004; Perdriolle, 1993).

1.2.2 Nature et mesure des déformations scoliotiques

1.2.2.1 Modification des courbures du rachis et classification des différentes scolioses

Les composantes de la déformation scoliotique sont multiples : on a tout d'abord un phénomène de déviation latérale du rachis dans le plan frontal entraînant l'apparition de courbures pathologiques (*Figure 1-14*).

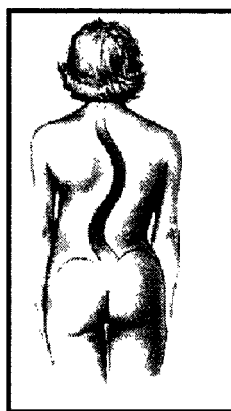


Figure 1-14 : Modification du rachis dans le plan frontal (Keim, 1976)

Les courbures du rachis dans le plan sagittal peuvent également être modifiées : on observe ainsi fréquemment une réduction de la cyphose thoracique chez les patients scoliotiques (Ohlen, 1988; Inoue, 1985).

Afin de mesurer les courbures du rachis dans différents plans, l'angle de Cobb (Cobb, 1948) est généralement utilisé (*Figure 1-15*). L'angle de Cobb est calculé à partir de la projection du rachis sur un plan vertical (qui contient l'axe Z). Sur cette projection du rachis, on repère les deux vertèbres qui se situent aux points d'inflexion d'une courbure et on construit les tangentes à leurs plateaux vertébraux. L'angle de Cobb correspond alors à l'angle entre ces deux tangentes. Il existe ainsi des angles de Cobb frontaux (définis à partir de la projection du rachis sur le plan frontal, typiquement une radiographie postéro-antérieure du patient) ou des angles de Cobb sagittaux. On définit aussi un 'plan de déformation maximale' (plan où l'angle de Cobb est maximal).

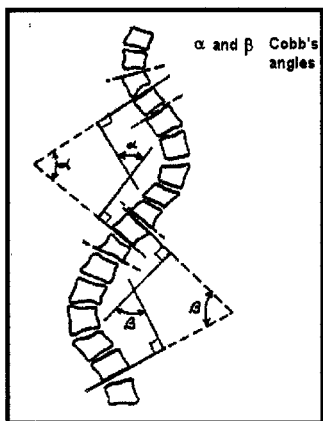


Figure 1-15 : Mesure de l'angle de Cobb (adapté de Keim, 1976)

L'apparition de courbures dans le plan frontal peut de plus entraîner un déplacement latéral de la vertèbre T1 par rapport à sa position normale (située à la verticale de S1). La scoliose peut ainsi se traduire par un déséquilibre global du rachis. La mesure de la déviation latérale de T1 est appelée 'déjettement' (*Figure 1-16*).

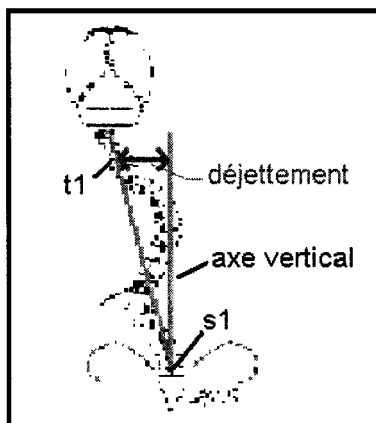


Figure 1-16 : Le déjettement (adapté de Stokes et coll., 1994)

Selon la nature des courbures du rachis, on peut alors catégoriser les différents types de scolioses. La classification utilisée par la suite sera celle de Lenke (Lenke, 2003). Pour cette classification, le rachis est divisé en 3 régions : thoracique proximale TH (T2-T5), thoracique T (T6-T9) et thoracolombaire-lombaire TL/L (T10-L2 et L3-L5). Les courbures du rachis dans le plan frontal sont alors analysées : on regarde leur position, leur angle de Cobb, on détermine la courbe majeure (plus grand angle de Cobb) et les courbes mineures (autres courbes), on détermine si ces courbes sont structurelles ou non (si elles sont flexibles ou non lors d'une inflexion latérale). On peut alors distinguer 6 types de scoliose (Tableau 1-1 : NS signifie non-structurelle, S signifie structurelle, * indique quelle est la courbe majeure). Le rachis lombaire est alors analysé plus finement dans le plan frontal : si la ligne verticale passant par S1 (ligne sacrale verticale) passe par le centre de la vertèbre à l'apex de la courbure lombaire, le patient est marqué A, si cette ligne touche cette vertèbre le patient est marqué B, si la vertèbre à l'apex de la courbure lombaire est complètement à l'extérieur de cette ligne le patient est marqué C. L'angle de Cobb entre T5 et T12 dans le plan sagittal est enfin mesuré (mesure de la cyphose thoracique). Si cet angle est inférieur à 10°, le patient est marqué - (hypocyphose), si l'angle est compris entre 10 et 40° le patient est marqué N (normal), si l'angle est supérieur à 40°, le patient est marqué + (hypercyphose). Finalement, la classification juxtapose les 3 indices décrits précédemment. Par exemple, un patient sera ainsi décrit comme '5AN'.

Tableau 1-1 : Classification de Lenke

Type de scoliose	TH	T	TL/L	Description
1	NS	S*	NS	Thoracique
2	S	S*	NS	Double thoracique
3	NS	S*	S	Double majeure
4	S	S*	S	Triple majeure
5	NS	NS	S*	Thoracolumbaire/Lombaire
6	NS	S	S*	Thoracolumbaire/Lombaire - Thoracique

Cependant, une classification simplifiée sera parfois utilisée dans la suite du mémoire. Seule la position et le sens des courbures dans le plan frontal sera alors explicitée : on dira par exemple qu'un patient présente une courbure thoracique droite/lombaire gauche.

1.2.2.2 Torsion du rachis

À ces modifications des courbures du rachis se superpose une rotation selon l'axe vertical z (rotation axiale) des vertèbres scoliotiques. Le corps vertébral des vertèbres scoliotiques s'oriente vers la convexité de la courbure scoliotique (*Figure 1-17 : B*). Le sens de la rotation axiale des vertèbres scoliotiques est pathologique, puisque que pour un sujet sain en inflexion latérale on observe également une rotation axiale des vertèbres, mais alors le corps vertébral s'oriente vers la concavité de la courbure du rachis (*Figure 1-17 : A*). On peut ainsi comprendre la scoliose comme une torsion pathologique du rachis.

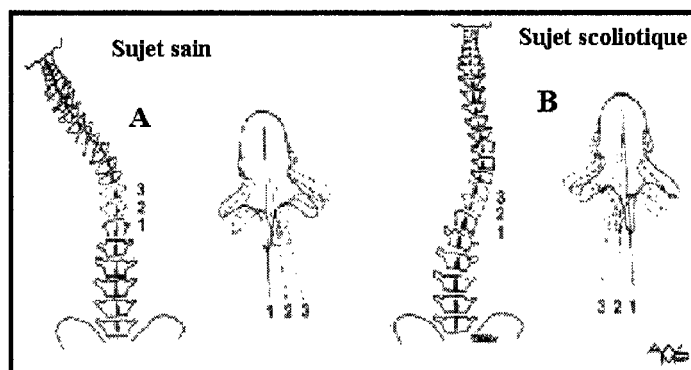
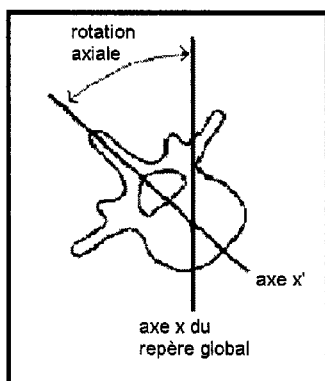


Figure 1-17 : Rotation axiale d'une vertèbre scoliotique (adapté de White et Panjabi, 1978)



La rotation axiale des vertèbres sera évaluée en calculant l'angle entre l'axe x du repère global et l'axe x', projection sur le plan transverse de la droite passant par le milieu des pédicules et le centre du corps vertébral (*Figure 1-18*).

Figure 1-18 : Calcul de la rotation vertébrale

1.2.2.3 Gibbosité

Les sujets scoliotiques présentent également une déformation des côtes : c'est la 'gibbosité'. Les côtes subissent un déplacement postéro-anérieur du côté convexe de la courbure scoliotique, et un déplacement antéro-postérieur du côté concave (*Figure 1-19*). Elles se rapprochent les unes des autres du côté concave de la courbure tandis qu'elles s'éloignent les unes des autres du côté convexe. Enfin si les côtes du côté concave sont horizontales, elles ont au contraire une forte tendance à se verticaliser du côté convexe.

Pour quantifier la gibbosité, l'angle 'gib' entre l'axe y du repère global et la projection sur le plan transverse de la droite passant par les extrémités postérieures des côtes droites et gauches sera calculé pour chaque côte (*Figure 1-19*).

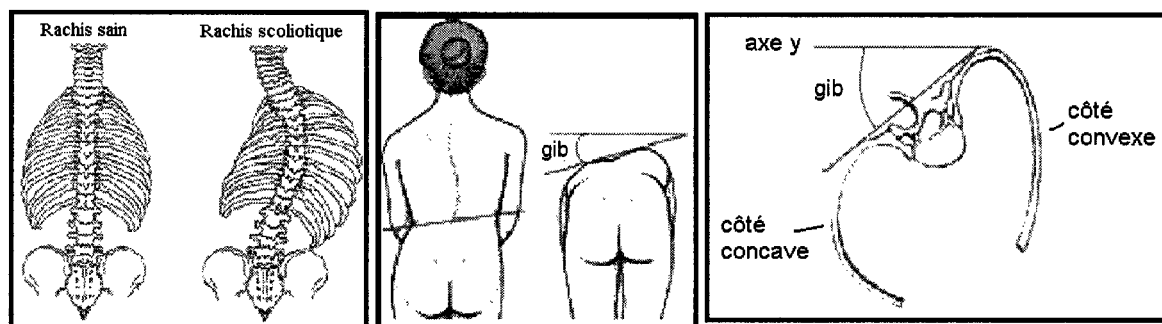


Figure 1-19 : La déformation des côtes chez le sujet scoliotique (adapté de Keim, 1976)

1.2.2.4 Déformations de la vertèbre

Toutefois, les déformations scoliotiques ne sont pas seulement globales. La structure même des vertèbres scoliotiques est modifiée. Ainsi les plateaux supérieurs et inférieurs ne sont pas parallèles. La vertèbre prend donc la forme d'un coin : c'est la cunéiformisation (*Figure 1-20*). Un certain nombre de déformations sont également observées dans le plan transverse (*Figure 1-21*). On a une déviation de l'apophyse épineuse et des apophyses transverses. La largeur du pédicule du côté concave de la courbure diminue (Parent, 2004).

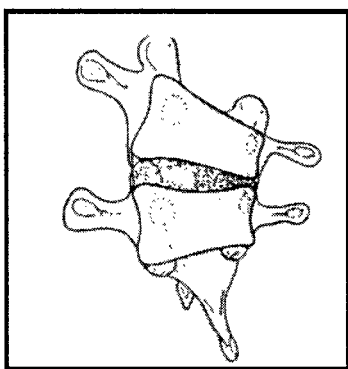


Figure 1-20 : La cunéiformisation (Keim, 1976)

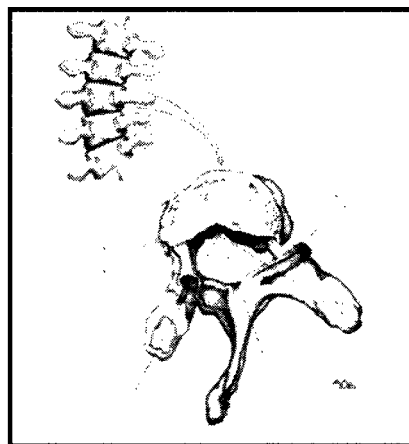


Figure 1-21 : Déformation d'une vertèbre scoliotique (White et Panjabi, 1978)

1.3 Le traitement par corset orthopédique

1.3.1 Généralités

On distingue communément deux types de traitement pour la scoliose : le traitement par corset orthopédique et le traitement chirurgical. Le traitement par corset s'applique aux patients dont les déformations restent modérées (angle de Cobb frontal compris entre 20 et 40 degrés), tandis que le traitement chirurgical s'applique aux cas plus graves (angle de Cobb frontal supérieur à 40 degrés) (Rowe, 2003).

L'objectif des corsets orthopédiques est de stopper la progression des déformations scoliotiques chez un patient, et si possible de réduire l'amplitude de ces déformations. Pour ce faire, leur principe d'action est d'appliquer une combinaison de forces au niveau

de la surface externe du tronc, ces efforts se transmettant ensuite au rachis par l'intermédiaire de la peau, de la couche musculaire sous-jacente, de l'abdomen et de la cage thoracique. Les efforts ainsi exercés par le corset doivent alors permettre une réduction maximale des déformations scoliotiques (dans l'idéal, de toutes les déformations et pas seulement des courbure pathologiques du rachis). On veut ainsi mettre fin au processus de couplage entre les déformations scoliotiques et la croissance osseuse : le port du corset permet de corriger partiellement les déformations scoliotiques, limitant ainsi la présence des efforts pathologiques s'exerçant sur le rachis et la cage thoracique et empêchant par là la progression de la scoliose.

La correction des déformations scoliotiques par application de forces externes sur le tronc est appelée processus de correction 'passive'. Les corsets engendreraient toutefois un autre processus de correction : la correction 'active'. Le patient, dans son corset, tendrait à fuir les zones de pression qui lui sont imposées, mettant ainsi à contribution son système musculaire. Il opérerait ainsi un redressement actif de sa colonne vertébrale : c'est alors l'action de ses muscles, et non plus des forces subies passivement, qui contribuerait à la réduction des déformations scoliotiques. Ce processus de correction active n'est cependant pas unanimement admis : ainsi Wynarsky (1987) n'a pas trouvé de différence significative entre les activités musculaires de patients sans corset et avec corset. Mais Odermatt (2003) a souligné que Wynarsky avait pour son étude utilisé un nombre restreint d'électrodes placés principalement dans la région thoracique. Il a donc augmenté le nombre d'électrodes utilisé et les a réparties sur les régions thoracique, lombaire et abdominale. Une augmentation significative de l'activité musculaire a été détectée lorsque les patients portent le corset, notamment au niveau lombaire. L'étude d'Odermatt appuie donc la théorie de la correction active.

1.3.2 Description des différents types de corset

Dans cette section seront décrits les différents types de corsets utilisés actuellement pour le traitement de la scoliose idiopathique. Nous profiterons de cette description pour

expliciter leurs principes d'action fondamentaux et souligner les divergences existant au niveau de leur conception.

Le concept de corset orthopédique est ancien. Des corsets en acier étaient déjà fabriqués au moyen-âge. Mais le premier corset de l'ère moderne est le corset de Milwaukee (Figure 1-22).

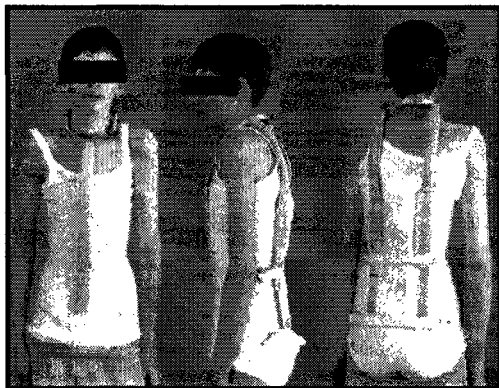


Figure 1-22 : le corset de Milwaukee (Lonstein, 2003)

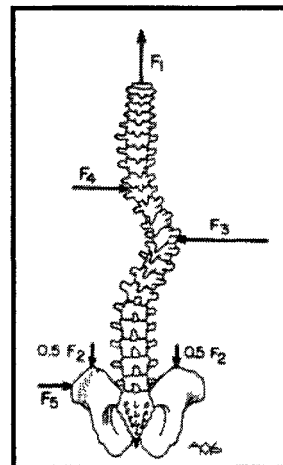


Figure 1-23 : Forces exercées par le corset de Milwaukee (White et Panjabi, 1990)

Ce corset est un corset CTLSO (cervico-thoraco-lumbar-sacral-orthosis). Il comporte en effet un appui pelvien pour se stabiliser sur le bassin (élément commun à tous les corsets) et une superstructure composée de deux tiges métalliques postérieures et d'une tige métallique antérieure qui relie l'appui pelvien à un appui cervical. La présence de cet appui cervical permet d'exercer une force de traction sur la colonne (Figure 1-23, forces F_1 et F_2). Sur cette superstructure sont ensuite accrochés des coussinets afin d'exercer un système de trois points de force (Figure 1-23, forces F_3 , F_4 , F_5). Ce système de trois points de force (une force correctrice au niveau de l'apex de la courbure, deux forces stabilisatrices aux limites supérieures et inférieures de la courbure) est le principe fondamental de correction utilisé par les corsets.

Le corset de Milwaukee est aujourd'hui conçu de façon à exercer une correction à la fois active et passive de la colonne vertébrale. Lonstein (2003) affirme qu'il est le seul corset nord-américain à être efficace pour la correction des courbures thoraciques hautes. Toutefois, le problème majeur du corset de Milwaukee réside dans son aspect

cosmétique qui peut entraîner un mauvais suivi du traitement par le patient ou même un refus de ce traitement (Lonstein, 2003).

Pour palier à ce problème ont été créés les corsets TLSO (thoraco-lumbar-sacral-orthosis). Ils ne possèdent pas d'appui cervical comme le corset de Milwaukee. Leur limite supérieure est l'aine. Parmi ces corsets, l'un des plus utilisés en Amérique du Nord est le corset de Boston.

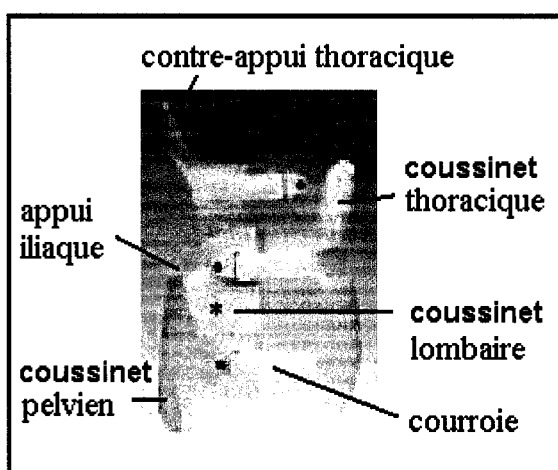


Figure 1-25 : Le corset de Boston (Emans, 2003)

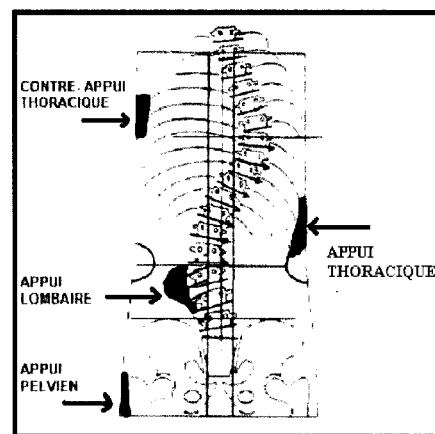


Figure 1-24 : Forces exercées par le corset de Boston (Emans, 2003)

Le concept de base du corset de Boston est une gamme de modules standards, symétriques, de tailles prédéfinies, adaptés au type de courbure scoliotique à corriger. Pour la correction des courbures thoracolombaires, les concepteurs du corset de Boston proposent deux solutions : un module sans contre-appui thoracique et un module avec contre-appui thoracique. L'ouverture est postérieure. La présence de deux ou trois courroies postérieures (une au niveau pelvien et une ou deux aux niveaux thoracolombaire et thoracique) permet de refermer le corset sur le patient.

A partir de la gamme proposée, l'orthésiste choisit alors le corset le plus approprié à son patient puis détermine, à l'aide des radiographies notamment, les lieux d'application des forces correctrices et stabilisatrices afin d'ajouter des coussinets à l'intérieur du corset. Il va ensuite découper des ouvertures à l'opposé des coussinets pour favoriser le processus

de correction actif. Les *Figures 1-24* et *1-25* montrent l'emplacement de ces coussinets correcteurs et stabilisateurs pour une scoliose lombaire gauche - thoracique droite.

Les concepteurs du corset soulignent que (Emans, 2003) :

- la symétrie du module de base doit permettre une correction naturelle des déformations asymétriques scoliotiques.
- le corset cherche à créer une hypolordose de la colonne lombaire, par flexion pelvienne et lombaire, afin de favoriser la correction des courbures lombaires frontales.
- les coussinets lombaires et thoraciques ne doivent pas être placés au dessus des apex lombaires et thoraciques mais au niveau et en dessous de ces apex.
- le coussinet lombaire doit être placé de façon à exercer une pression sur les muscles paraspinaux de la colonne lombaire, soit postérieurement.
- pour corriger la rotation axiale et la gibbosité, des coussinets doivent être placés postéro-latéralement et antéro-latéralement afin d'exercer des moments de dérotation.

Le corset de Boston, ou tout autre corset exerçant une compression sur la partie antérieure de l'abdomen, génèrerait de plus une augmentation de la pression abdominale qui permettrait la création d'une force de traction sur la colonne. Cette force de traction favoriserait la correction des courbures scoliotiques (Carlson, 2003) (*Figure 1-26*).

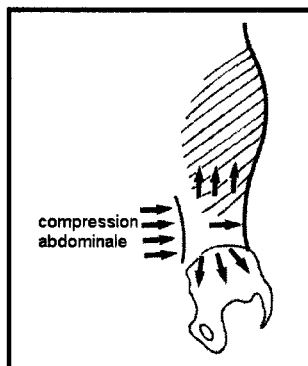


Figure 1-26 : Compression abdominale générée par un corset (adapté de Carlson, 2003)

La position optimale des coussinets indiquée par les concepteurs du corset de Boston n'est pas unanimement reconnue. Ainsi, Carlson (2003) a utilisé un modèle expérimental simple de patient scoliotique (*Figure 1-27, A et B*) et a alors constaté qu'appliquer une force correctrice sur une côte supérieure à l'apex (*Figure 1-27 : B*) apportait une meilleure correction qu'une force correctrice située en dessous de l'apex (*Figure 1-27 : C*).

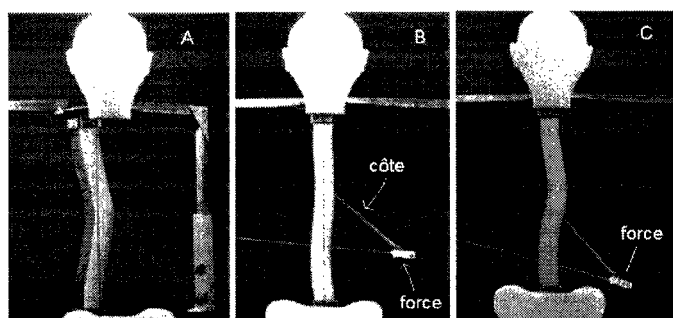


Figure 1-27 : Position optimale d'un coussinet thoracique (Carlson, 2003)

Les autres corsets TLSO se basent globalement sur les mêmes principes que le corset de Boston. On peut toutefois relever quelques différences. Ainsi le corset de Chéneau (*Figure 1-30*), très populaire en Europe, ou encore le corset de Wilmington (*Figure 1-29*), n'utilisent pas de modules symétriques de taille prédéterminée mais se construisent à partir d'un plâtre du tronc du patient (corsets dits 'moulés'). L'orthésiste modifie ensuite ce plâtre (retrait de matière aux endroits où il désire appliquer des forces, ajout de matière aux endroits où il désire permettre une fuite des points de pression pour la correction active) qui sert ensuite de négatif pour le moulage du corset (*Figure 1-28*).



Figure 1-28 : Plâtre du tronc humain (Bowen, 1998)



Figure 1-29 : le corset de Wilmington (Bowen, 1998)

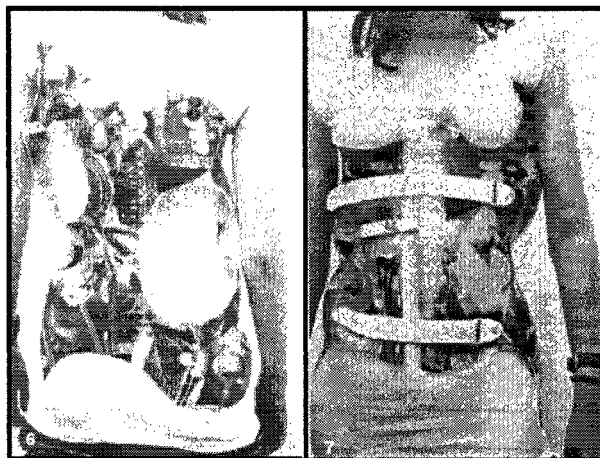


Figure 1-30 : le corset de Chéneau

On remarquera que le corset de Chéneau possède une ouverture antérieure et que le corset de Wilmington ne possède pas d'ouverture favorisant le processus de correction actif (contrairement au corset de Boston).

Une technique récemment introduite pour créer des corsets moulés, sur mesure, tout en évitant de recourir à un plâtre du tronc est l'utilisation des outils de CAO. Le corset de Providence (Figure 1-31) se base par exemple sur cette méthode. Un certain nombre de mesures sont prises sur le patient puis sont intégrées à un logiciel de CAO qui détermine alors parmi une gamme de corsets prédéfinie lequel est le plus adapté au patient. Les modifications nécessaires sont alors apportées au modèle CAO choisi. La géométrie du modèle CAO de la partie thoracique du corset est notamment soumise à une dérotation



qui doit ensuite se transmettre au tronc du patient. Le corset est ensuite fabriqué grâce aux outils de FAO.

Figure 1-31 : Le corset de Providence (D'Amato, 2003)

L'objectif primaire des corsets est de réduire les courbures scoliotiques (réduction de l'angle de Cobb). La réalisation de cet objectif ne devrait cependant pas occulter un autre impératif : rétablir ou maintenir l'équilibre global du rachis par rapport à la ligne sacrale verticale, via la réduction du déjettement notamment (Carlson, 2003; Smith, 2004). La *Figure 1-32* montre par exemple un patient avec corset dont les courbures ont été bien corrigées mais dont le rachis est déséquilibré. Le corset de ce patient a donc été mal conçu.

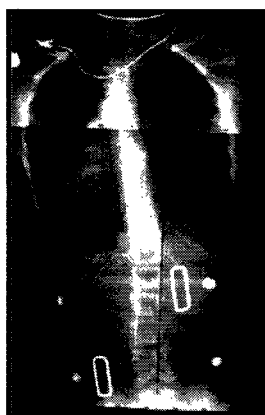


Figure 1-32 : Angle de Cobb corrigé avec déséquilibre du rachis (Smith, 2004)

Un nouveau prototype du corset 'Atlantic Rim' (*Figure 1-33*), inspiré du corset de Wilmington, a été spécialement conçu pour les patients présentant un déjettement important et des courbures lombaires et thoraciques toutes deux excentrées du même côté de la ligne sacrale verticale (*Figure 1-33 : A*).

Ce prototype est conçu par CAO. Des mesures sont prises sur le patient puis sont intégrées à un logiciel afin de créer le modèle du corset. Les parties thoracique et lombaire sont alors translatées de façon à obtenir un modèle antisymétrique. L'antisymétrie du corset est opposée à celle du tronc du patient (principe de sur-correction) (*Figure 1-33 : B*). Le corset est ensuite construit par FAO. Les résultats préliminaires sont intéressants mais une étude à long-terme doit encore être menée. Smith (2004) souligne que l'utilisation de modules symétriques (corset de Boston) limite le potentiel de correction d'un corset pour les patients présentant un fort déséquilibre du

tronc par rapport à la ligne sacrale verticale. Ces corsets utilisent généralement des coussinets pelviens pour imposer une rotation du corset sur le patient et ainsi corriger le déjettement. Mais Smith soutient que ces coussinets pelviens ne sont pas aussi efficaces qu'un module de base antisymétrique.

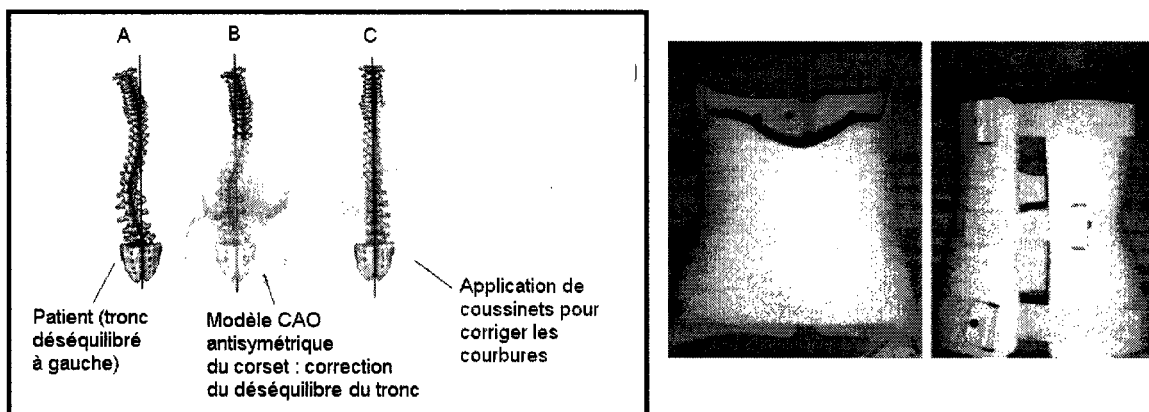


Figure 1-33 : Principe de correction du corset Atlantic Rim (adapté de Smith, 2004)

Eldeeb (2001) a cherché à évaluer si ces nouvelles méthodes de création de corsets par CAO pouvaient être fiables comparativement à la méthode du plâtre. Pour deux individus, un plâtre du tronc a été réalisé puis numérisé. D'autre part, un protocole d'imagerie par IRM a permis d'obtenir une série de 100 coupes du tronc de ces individus permettant une reconstruction par CAO. Les deux modèles obtenus ont été comparés. Une erreur maximale de 2.85 % au niveau du volume et de 3.23% au niveau de la circonférence de 3 plans transverses prédéterminés a été trouvée. L'auteur conclut que cette erreur est acceptable, sachant que l'erreur tolérée pour la taille d'un corset est environ de 4%. Il précise enfin que l'utilisation de la CAO pour la fabrication de corsets est avantageuse en terme de coût et de confort du patient.

Le corset de Boston se porte généralement à plein temps (23 heures par jour). Afin de réduire les contraintes liées à un tel régime et d'améliorer le suivi du traitement par les patients (Hooper, 2003; D'Amato, 2003; Climent, 1999; Price, 1997), des corsets destinés à être portés exclusivement la nuit ont été conçus, tel le corset de Providence ou

le corset de Charleston (*Figure 1-34*). Ce dernier se base sur un principe de correction des courbures scoliotiques légèrement différent de celui utilisé par les corsets précédemment décrits. En plus d'appliquer un système de trois points de forces, il impose au patient une flexion latérale. Les raisons pour lesquelles l'inflexion latérale du patient pourrait favoriser le contrôle des courbures scoliotiques ne sont pas clairement comprises. Une des hypothèses avancées est que cette posture permettrait de réduire les contraintes pathologiques s'exerçant sur les vertèbres d'un rachis scoliotique (Hooper, 2003).



Figure 1-34 : Le corset de Charleston (Hooper, 2003)

Les corsets décrits précédemment sont monocoques. Leur structure se base sur une coque rigide et continue. Mais il existe également des corsets dits souples, tel le corset SpineCor (*Figure 1-36*) ou le corset TriaC (*Figure 1-35*). Leur avantage principal est d'être plus discrets à porter, plus esthétiques. Un meilleur suivi du traitement par le patient est donc espéré. Veldhuizen (2002) précise que le corset TriaC permet au patient d'être libre dans ses mouvements sans que cela affecte les forces correctrices. Le système de force est conventionnel dans le plan frontal (3 points) mais dans le plan sagittal, seules des forces au niveau thoracique sont exercées (*Figure 1-35*). Il n'y a donc pas compression abdominale, hypolordose et rotation du bassin.

Le corset SpineCor introduit pour sa part un nouveau concept de correction : il ne cherche pas à imposer des forces correctrices mais plutôt des postures correctrices. De plus, les épaules sont considérées comme un élément à part entière de ce processus. Ainsi, par exemple, pour une courbure thoracique droite, le corset impose au patient d'effectuer une détorsion entre ses épaules et son thorax.

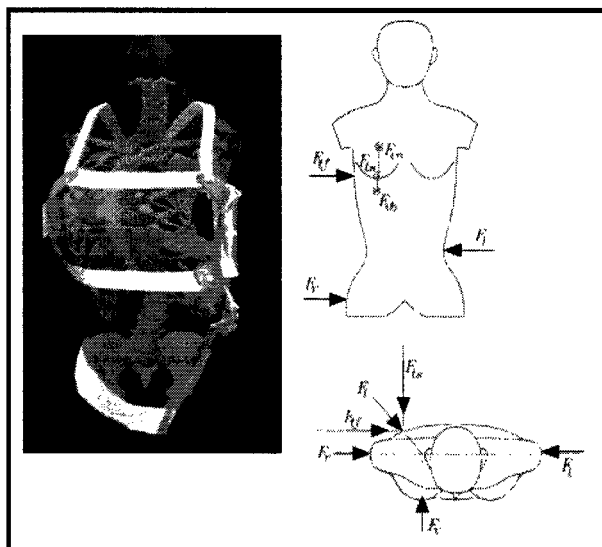


Figure 1-35 : Corset TriaC (Veldhuizen, 2002)



Figure 1-36 : Corset Spinecor (Rivard, 2003)

1.3.3 Efficacité des corsets

Le critère le plus couramment utilisé pour conclure sur l'efficacité d'un corset est le suivant : on compare l'angle de Cobb frontal avant le port du corset et à la fin du traitement par corset (la fin du traitement par corset ne correspondant pas à la fin du port du corset mais à la fin de la période d'observation qui suit la fin du port du corset, soit quelques années plus tard). Si l'angle de Cobb frontal n'a pas progressé de plus de 5 degrés durant cette période, on considère que le traitement est un succès. Suivant ce critère il est généralement admis que le traitement par corset est plus efficace que l'observation seule (Nachemson, 1995; Rowe, 1997; Fernandez-Feliberti, 1995; Korovessis, 2000; Price, 1997). Toutefois, certains auteurs mettent encore en doute cette efficacité (Dickson, 1999; Goldberg, 1993, 2001; Noonan, 1996; Lonstein, 1994).

Le point crucial du problème est de savoir si les corsets altèrent réellement l'histoire naturelle de progression des déformations scoliotiques. Ainsi Lonstein (1984) a observé 727 patients non-traités présentant des courbures dont l'angle de Cobb était compris entre 5 et 29° et a constaté que seul 23.2 % de ces courbures progressaient naturellement. Toutefois, Nachemson (1995) a comparé un groupe contrôle de 129 patients scoliotiques non-traités et de 111 patients traités par corset TLSO et a trouvé que 26 % des courbures traitées progressaient contre 66% pour les courbures non-traitées. Cette différence est significative.

Limiter l'analyse de l'efficacité d'un corset à sa réduction des courbures frontales peut cependant être considéré comme insuffisant, étant donné la nature tridimensionnelle des déformations scoliotiques. Labelle (1992, 1996) a ainsi étudié l'effet immédiat tridimensionnel du corset de Boston et a conclu qu'il réduisait effectivement les courbures dans le plan frontal mais qu'il n'avait pas d'effet significatif sur les rotations vertébrales, la gibbosité, le déjettement et qu'il réduisait la cyphose thoracique (effet négatif en cas d'hypocyphose). Korovessis (2000) et Willers (1993) ont étudié le comportement de ces paramètres tridimensionnels à long-terme et ont montré qu'à la fin du traitement, ils demeuraient au même niveau qu'avant le traitement. Ils concluent que les corsets empêchent la progression des déformations scoliotiques tridimensionnelles. Les auteurs ont de plus essayé de déterminer les facteurs ayant une influence significative sur l'issue à long-terme d'un traitement par corset. Il a été remarqué que la correction initiale apportée par le corset se réduit progressivement au cours du traitement mais qu'une corrélation existait entre la correction initiale de l'angle de Cobb frontal apportée et les chances de succès à long-terme du traitement (Upadhyay (1995), Olafsson (1995)).

La durée quotidienne de port du corset nécessaire à la réussite du traitement reste une question ouverte. Si certains auteurs pensent qu'un régime à plein temps (20 à 23 heures par jour) est préférable (Katz, 2001; Wiley, 2000), d'autres affirment qu'un régime à

temps partiel (Green, 1986) ou nocturne est suffisant (Gepstein, 2002; Trivedi, 2001 et Price, 1997 (corset de Charleston); D'Amato, 2001 (corset de Providence); Allington, 1996 (corset de Wilmington)).

L'efficacité des différents corsets a également été comparée. Katz (1997) affirme que le corset de Boston est plus efficace que le corset de Charleston pour le traitement des grandes courbures scoliotiques, Gepstein (2002) affirme que le corset de Boston est aussi efficace que le corset de Charleston, Howard (1998) soutient que les corsets TLSO sont plus efficaces que le corset de Charleston et le corset de Milwaukee tandis que Rowe (1997) soutient que le corset de Milwaukee est plus efficace que les corsets TLSO. Concernant les corsets souples SpineCor et Triac, Coillard (2002) et Veldhuizen (2002) affirment dans des études préliminaires que ces corsets sont a priori au moins aussi efficaces que les corsets TLSO classiques. Enfin D'Amato (2003) obtient avec le corset de Providence une correction initiale moyenne des courbures frontales de 96% (en position couchée) mais les résultats à long-terme sont comparables à ceux des autres corsets TLSO.

Les conclusions de ces études sont contradictoires. Il apparaît donc difficile de comparer l'efficacité des corsets.

1.3.4 Évaluation des forces exercées par les corsets

Les forces générées par les corsets ont été mesurées expérimentalement afin de mieux comprendre leur action. Galante (1970) a trouvé pour le corset de Milwaukee que les forces exercées étaient comprises entre 29 et 55 N. Chase (1988) a mesuré pour 14 sujets traités par corset de Boston les forces exercées au niveau des coussinets pelviens, lombaires et thoraciques, ainsi que les tensions de courroies correspondantes. Des forces moyennes de 58 N ont été trouvées. Au niveau du groupe de 14 sujets, aucune corrélation significative entre la correction initiale des courbures frontales et l'intensité des forces exercées par le corset n'a pu être prouvée. Bien qu'au cours du traitement les forces appliquées soient restées constantes, la correction initiale des courbures frontales

a diminué. L'auteur conclut que l'intensité des forces exercées par le corset n'est pas un facteur majeur pour la correction des courbures scoliotiques, contrairement à la flexibilité de ces courbures par exemple.

La tension de courroies des corsets de Boston de 34 patients scoliotiques et la variabilité de ces tensions en fonction de la position du patient a été mesurée par Aubin (1999). La tension prescrite en clinique présente une grande variabilité. Pour la courroie thoracique une moyenne de 23N (8.9 N-52.7 N) et pour la courroie pelvienne une moyenne de 35.8N (7.7 N-80.3 N) est observée. Une grande variabilité dans la tension des courroies est également observée selon la position du patient. On a notamment une forte diminution de la tension lorsque le patient est en position couchée.

Wong (2000) a étudié l'interaction existant entre la tension dans les courroies, la pression exercée sur les patients et la correction de l'angle de Cobb frontal. Une tension moyenne dans les courroies de 26.8 ± 5.2 N et une pression moyenne de 7.09 ± 1.77 kPa ont été mesurées. Une forte corrélation entre la tension des courroies, la pression exercée sur les patients et la correction de l'angle de Cobb frontal a été trouvée, contrairement à Chase. Mais cette interaction a été étudiée au niveau global du groupe et non individu par individu.

Afin de raffiner cette étude, Mac-Thiong (2004) a mesuré pour 41 patients scoliotiques les forces exercées par le corset de Boston sur 8 zones du tronc humain (thoracique droit, gauche, etc.), les surfaces sur lesquelles s'exercent ces forces et la pression moyenne sur ces surfaces pour des tensions de courroies de 20, 40 et 60 N. L'interaction entre ces différents facteurs a été étudiée pour chacune des 8 zones de pression prédéterminées. Les patients ont été séparés en deux groupes selon que leur courbure frontale était de type thoracique droite ou lombaire gauche - thoracique droite. Une corrélation a été trouvée entre la tension des courroies d'une part et les forces exercées, les surfaces de pression et les pressions moyennes d'autre part.

1.4 Modélisation du tronc humain développée à l'École Polytechnique de Montréal et à l'hôpital Sainte-Justine

1.4.1 Modélisation géométrique (Dansereau, 1990; Aubin, 1995)

Un modèle géométrique personnalisé du rachis, du thorax et du bassin a été créé afin de permettre une analyse tridimensionnelle des déformations scoliotiques (*Figure 1-37*). Sa construction se base sur une approche hybride. Dans un premier temps, des données géométriques personnalisées sont acquises grâce à une technique de reconstruction stéréoradiographique (Dansereau, 1990). Trois radiographies numériques du patient sont prises : postéro-antérieure avec incidence de 0° (PA 0°), postéro-antérieure avec incidence de 20° (PA 20°) et latérale. Un logiciel de numérisation assistée par ordinateur est alors utilisé pour faire l'acquisition sur ces différentes radiographies de repères anatomiques coïncidents sur les vertèbres, les côtes, le sternum et le bassin. Cette opération est réalisée manuellement. À partir de ces coordonnées 2D, l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation, Marzan, 1976) et une technique développée par Dansereau et Stokes (1988) permettent la reconstruction en 3D des repères anatomiques numérisés. De plus, une reconstruction 3D de la géométrie des vertèbres du rachis, du sternum et du bassin d'un spécimen cadavérique a été effectuée à l'aide d'une technique développée par de Guise et coll. (1988). À cette collection a été ajoutée une géométrie standardisée des côtes (Roberts et Chen, 1970, 1972). Sur chacune de ces primitives, les repères anatomiques considérés lors de la reconstruction stéréoradiographique sont détectés puis les transformations géométriques permettant de passer des coordonnées 3D de ces repères sur les primitives géométriques aux coordonnées 3D de ces repères obtenues lors de la reconstruction stéréoradiographique sont calculées grâce à la technique du krigeage dual (Trochu, 1993). Ces transformations sont alors appliquées aux primitives géométriques pour les intégrer à la reconstruction stéréoradiographique (Aubin et coll., 1995). On obtient ainsi au final une géométrie du rachis, du thorax et du bassin personnalisée à chaque patient.

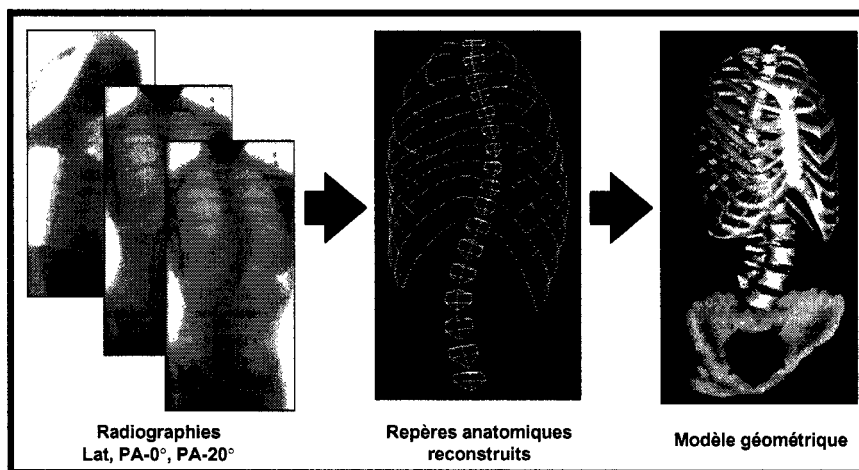


Figure 1-37 : Reconstruction tridimensionnelle d'un patient à partir de radiographies multivues

Ce modèle géométrique a été évalué in vitro par Aubin et coll. (1995). Une erreur de 2.6 ± 2.4 mm a été trouvée. Delorme et coll. (2003) ont évalué le modèle in vivo et ont trouvé une erreur de 3.3 ± 3.8 mm.

1.4.2 Modélisation éléments finis du rachis, du thorax et du bassin

À partir de ce modèle géométrique peut alors être créé un modèle mécanique par éléments finis du rachis, du thorax et du bassin (Descrimes, Aubin et coll., 1995; Gauvin, 1996) (Figure 1-38). Afin de définir ce modèle éléments finis, un certain nombre de noeuds sont extraits du modèle géométrique. Leur définition exacte est décrite par Aubin et coll.(1995), Descrimes et coll. (1995), et Gauvin (1996). Ces différents noeuds sont ensuite utilisés pour définir les éléments du modèle. Le corps des vertèbres, les pédicules, les apophyses transverses, épineuses et articulaires, les lames ainsi que la jonction entre le centre du corps vertébral et les facettes articulaires costo-vertébrales sont représentés par des éléments poutres. Des éléments coques représentent les surfaces articulaires zygapophysaires et la liaison entre les surfaces articulaires zygapophysaires de deux vertèbres consécutives est représentée par des éléments de contact point-surface. Les côtes, les cartilages costaux et le sternum sont représentés par des poutres. Les liaisons CV et CT sont définies à l'aide de poutres ou d'éléments multilinéaires. Enfin,

les différents ligaments du rachis sont représentés à l'aide d'éléments poutres, ressorts et câbles.

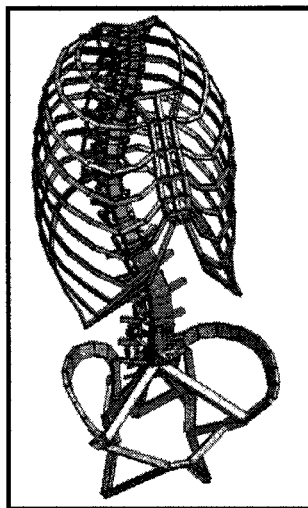


Figure 1-38 : Modélisation éléments finis du rachis, du thorax et du bassin

Le modèle ainsi obtenu comporte au final 1526 nœuds et 2947 éléments. Il prend en compte les non-linéarités (grands déplacements, grandes déformations, rigidité sous contrainte, contact).

Les propriétés mécaniques des éléments ont été définies à partir de données issues de la littérature (Roberts et Chen, 1970; Fung, 1981; Lavaste et coll., 1990), et de données issues d'expériences menées au laboratoire de biomécanique de l'ENSAM (Paris, France) par Martin (1990), Robin (1992), Boudreault (1994) et Saint-Cyr (1994). Elles ne sont pas individualisées. Tous les matériaux sont modélisés comme étant linéaires isotropes. Les propriétés géométriques des éléments sont pour leur part calculées dépendamment de la géométrie individuelle de chaque patient.

1.4.3 Modélisation de l'abdomen

À cette modélisation du rachis, de la cage thoracique et du bassin, Périé et coll. (2002) ont rajouté une modélisation de l'abdomen inspirée de celle de Sundaram et Feng (1977). La géométrie de l'abdomen n'est pas à proprement parler personnalisée. Elle se

base sur une projection des nœuds de la côte 10 et sur les nœuds postérieurs des vertèbres lombaires. Des éléments hexaédriques à huit nœuds sont utilisés pour générer l'abdomen et ses liaisons avec le thorax et les vertèbres. Les propriétés mécaniques de ces éléments ont été tirées de la littérature (Sundaram et Feng, 1977).

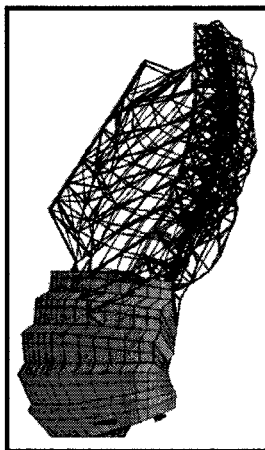


Figure 1-39 : Modélisation éléments finis de l'abdomen (Périé, 2002)

1.5 Les simulations numériques du traitement par corset

1.5.1 Simulations par application directe des forces

La méthode des éléments finis permet de simuler le traitement par corset. La première approche possible est de définir un modèle éléments finis du tronc humain et d'appliquer directement sur ce modèle les forces exercées par le corset. Ainsi Andriacchi et coll. (1976) ont défini cinq modèles de rachis scoliotiques et ont simulé l'effet immédiat du corset de Milwaukee sur ces rachis en appliquant les forces moyennes exercées par le corset telles que reportées dans la littérature. L'étude d'Andriacchi utilise un modèle générique du tronc humain et des forces génériques, moyennes.

Le modèle éléments finis du rachis et de la cage thoracique décrit en 1.4.2 a permis à Aubin et coll. (1993) et à Périé et coll. (2003) de simuler le traitement par corset de Boston de façon personnalisée. Pour ce faire, les géométries tridimensionnelles du rachis et de la cage thoracique (1.4.1) d'un patient sans son corset et avec son corset sont

reconstruites. Lors de l'acquisition avec corset, une matrice de pression placée entre le tronc du patient et son corset permet de mesurer les forces exercées sur le patient et de connaître leur localisation (*Figure 1-40*). L'effet immédiat du corset est alors simulé en appliquant sur le modèle éléments finis du tronc humain les forces calculées précédemment. La déformée obtenue est comparée à la géométrie du patient avec corset afin de valider la simulation.

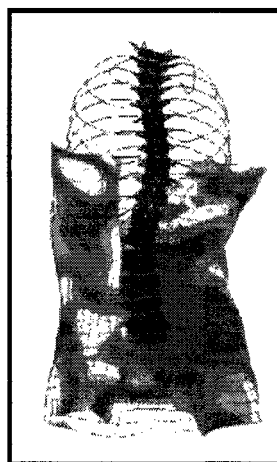


Figure 1-40 : Méthode de calcul des forces exercées par le corset (Petit, 1992)

1.5.2 Simulations par modélisation du corset

Pour simuler l'effet immédiat d'un corset, une autre approche consiste à définir un modèle éléments finis du corset afin de simuler son action correctrice de façon directe et non plus par simple application de forces. Lacroix (2003) a ainsi modélisé le corset de Boston (*Figure 1-41*). Pour un patient donné, la géométrie personnalisée du corset est obtenue à partir de la reconstruction 3D de la matrice de pression que porte le patient lors des radiographies avec corset comme décrit à la section 1.5.1. A partir de cette géométrie surfacique, un modèle éléments finis du corset est généré. La couche externe rigide en polyéthylène est représentée par des éléments coques, la couche de mousse interne par des éléments hexaédriques et les tissus musculaires et adipeux de la surface du tronc par des éléments hexaédriques attachés à la couche de mousse interne. Le modèle du tronc utilisé (section 1.4.2) comprend le rachis, le bassin, et la cage

thoracique. Il représente la géométrie personnalisée d'un patient sans corset. Pour modéliser l'interface corset-patient, des éléments de contact point-surface sont créés sur la surface interne du corset (éléments 'surface') et sur les nœuds de la cage thoracique (éléments 'points').

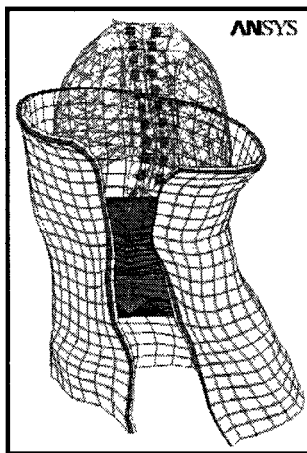


Figure 1-41 : Modélisation du corset de Boston (Lacroix, 2003)

La simulation se déroule alors en deux étapes : on ouvre le corset en lui imposant des déplacements afin qu'il soit complètement à l'extérieur du patient (car la géométrie initiale du corset a été acquise sur le patient avec corset tandis que le modèle du tronc utilisé correspond au patient sans corset) puis on impose les déplacements inverses pour simuler la fermeture du corset sur le patient. On obtient au final la géométrie du patient après correction. On peut alors comparer cette géométrie à la géométrie réelle du patient avec corset pour valider la simulation.

Périé et coll. (2004) ont par la suite raffiné ce modèle en introduisant dans le modèle du tronc humain l'abdomen (section 1.4.3) ainsi que les tissus musculaires et adipeux au niveau thoracique (Figure 1-42). Ceux-ci sont représentés par des éléments solides hexaédriques construits par extrusion à partir des nœuds des côtes. Le modèle de corset utilisé par Périé est globalement identique au modèle initial de Lacroix. Les éléments de contact point-surface représentant l'interface tronc-corset ont été remplacés par des

éléments de contact surface-surface répartis sur la surface interne du corset, sur l'abdomen au niveau lombaire et sur les tissus musculaires et adipeux au niveau thoracique. Le processus de simulation est également identique à celui de Lacroix.

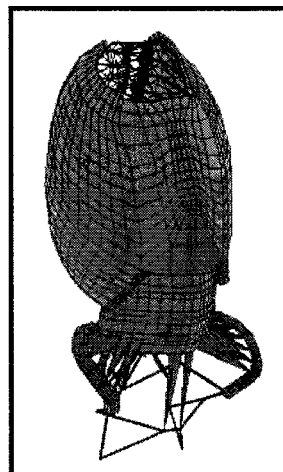


Figure 1-42 : Modélisation raffinée du tronc humain (Périé, 2004)

1.5.3 Optimisation du traitement par corset

L'utilisation de modèles éléments finis peut aussi permettre l'optimisation du traitement par corset.

Wynarsky et coll. (1991) ont ainsi utilisé un modèle éléments finis du rachis, de la cage thoracique, du bassin et des muscles du tronc afin de représenter un patient atteint d'une scoliose thoracique droite (apex en T9). Ils ont alors recherché quelle est la location et l'amplitude optimale des forces passives exercées par un corset. Ils ont ensuite recherché, indépendamment des forces passives, quels sont les muscles optimaux permettant de corriger activement cette scoliose. La méthode d'optimisation utilisée est une méthode automatique non-linéaire. La fonction objectif est une fonction pondérée incluant la position sagittale et frontale des vertèbres ainsi que leurs rotations axiales et frontales. Au niveau des forces, les résultats obtenus sont globalement en accord avec les principes d'action des corsets classiques : force thoracique sur la convexité de la courbure au niveau de l'apex (T7, T8, T9, T10), contre-appui au niveau thoracique gauche (T5, T6) et contre-appui au niveau lombaire gauche (L2, L4). La correction de la

courbure obtenue avec ces forces optimales (50%) est seulement légèrement supérieure à celle obtenue en moyenne par les corsets réels (44%). De même, l'action optimale des muscles (sans présence de forces) permet d'obtenir une correction de 57 %. Toutefois, ni les forces passives ni les muscles ne permettent de corriger significativement les rotations vertébrales. Les auteurs concluent que les corsets actuels sont proches de l'optimum et qu'ils ne peuvent donc pas réduire intégralement les déformations scoliotiques. Ils affirment de plus que le processus de correction active, même s'il reste à prouver que ce processus soit à l'œuvre dans les corsets, est potentiellement capable d'aider à la correction des courbures scoliotiques.

L'optimisation de Wynarsky s'est effectuée sur un modèle non-personnalisé représentant un seul type de scoliose. De plus, dans le plan sagittal, le processus d'optimisation cherchait seulement à maintenir les courbures de la colonne initiale. Afin de dépasser ces limitations, Gignac et coll.(2000) ont utilisé un modèle éléments finis personnalisé du rachis et de la cage thoracique (décrit dans la section 1.4.2) de 20 patients atteints de scoliose thoracique droite – lombaire gauche. Il a recherché la location et l'amplitude optimale des forces correctrices d'un corset pour chacun de ces patients. La méthode d'optimisation utilisée est une méthode automatique non-linéaire. La fonction objectif est une fonction pondérée incluant la position sagittale et frontale des vertèbres ainsi que la gibbosité. Une colonne sagittale 'optimale' a été définie à partir d'une banque de données de patients sains. Les forces optimales trouvées se situent sur la convexité des courbures. Même avec les forces optimales, la correction moyenne des courbures est faible, de même que la correction des rotations vertébrales, de l'angle du plan de déformation maximale et de la gibbosité.

L'étude de Gignac fait suite à une étude préliminaire de Aubin (1997) sur le couplage biomécanique entre la colonne vertébrale et la cage thoracique. Le modèle éléments finis de la colonne et de la cage thoracique décrit section 1.4.2 a été utilisé. Pour une courbure thoracique droite, les effets d'une force latérale sur la convexité du thorax, d'une force antérieure sur la gibbosité et d'une force antéro-latérale ont été comparés. Ces forces sont appliquées sur la côte à l'apex de la courbure thoracique et sont fixées à 40N. La

force antérieure permet de réduire la gibbosité et la rotation axiale mais aggrave la déviation latérale des vertèbres et réduit la cyphose thoracique. La force latérale réduit la déviation latérale des vertèbres, ne modifie pas les courbures sagittales, mais aggrave la gibbosité et la rotation axiale. La force antéro-latérale combine l'effet des deux forces précédentes. Aubin souligne tout particulièrement l'effet hypocyphosant de la force antérieure, force généralement présente dans les corsets (effet négatif si le patient présente déjà une hypocyphose). Carlson (2003) a également insisté sur ce point. Tous deux affirment que la position des forces dans le plan transverse doit être repensée. Une configuration plus équilibrée dans le plan sagittal doit être recherchée. Carlson recommande d'exercer une force la plus latérale possible sur la convexité du thorax tout en exerçant une force postérieure sur l'avant du thorax inférieur. Aubin (1997) recommande de bloquer la gibbosité postérieure, d'appliquer une force latérale sur la convexité et une force postérieure sur la concavité.

Gavin et Patwardhan (2003) ont utilisé une autre approche afin de comprendre les principes biomécaniques du traitement par corset et d'optimiser ce traitement. Le rachis est assimilé à une poutre verticale chargée axialement en compression à son extrémité supérieure (du fait de la gravité) et fixée à son extrémité inférieure. L'apparition d'une courbure scoliotique dans le plan frontal est alors comprise comme résultant d'un phénomène de flambage plastique (instabilité de la structure à partir d'une charge critique F_{crit}). Le rôle d'un corset devient alors de re-stabiliser cette structure. Reprenant cette analogie on peut alors montrer que l'apparition d'une courbure dans le plan frontal diminue la stabilité de la structure (diminution de F_{crit}) et que plus cette courbure est grande plus la stabilité diminue. Ce phénomène expliquerait que les corsets soient moins efficaces dans le traitement des grandes courbures que dans le traitement des petites courbures, plus faciles à stabiliser. Il expliquerait aussi la corrélation existant entre la réduction immédiate des courbures scoliotiques apportée par un corset et les chances de succès à long terme du traitement. Cette analogie permet aussi d'optimiser la conception des corsets. Ainsi, l'application d'un contre-appui à la limite supérieure d'une courbure scoliotique augmente la stabilité du rachis, ce qui justifie le système de

trois points de force généralement à l'œuvre dans les corsets. L'application d'un support transverse au niveau de l'apex d'une courbure augmente aussi la stabilité du rachis. Le gain en stabilité est encore une fois plus grand pour les petites courbures que pour les grandes courbures. Les auteurs soulignent toutefois que le processus stabilisateur essentiel reste la diminution des courbures. Un modèle éléments finis du rachis a ensuite été utilisé afin de simuler le traitement par corset (Milwaukee et TLSO) et de rechercher l'emplacement optimal des coussinets. La fonction objectif est la stabilité du rachis. Pour les courbures thoraciques simples, l'emplacement optimal du coussinet thoracique est à l'apex. La perte de stabilité est plus grande si on place le coussinet trop haut plutôt que trop bas. L'introduction d'un coussinet lombaire, bien que nécessaire pour une courbe double, diminue la stabilité. Pour les courbures lombaires simples, la combinaison optimale est un coussinet à l'apex lombaire et un contre-appui au niveau supérieur de la courbure lombaire. Placer le coussinet lombaire trop haut ou trop bas réduit la stabilité du rachis de 10 % environ, ne pas utiliser de contre-appui thoracique diminue la stabilité de 25 %, placer le contre-appui thoracique trop haut diminue la stabilité de 10 %.

CHAPITRE 2 : PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU PROJET

La section 1.3.2 de la revue des connaissances a montré que si les différents corsets reposaient sur des principes de correction des déformations scoliotiques relativement similaires (appui pelvien stabilisateur, système de trois points de forces, utilisation de coussinets correcteurs, compression abdominale), on pouvait toutefois relever un certain nombre de divergences au niveau de leur conception :

- L'ouverture peut être postérieure (Boston, Wilmington, Atlantic Rim) ou antérieure (Chéneau, Providence).
- Le nombre de courroies est variable (égal à 2 ou 3 généralement).
- La forme du corset peut être symétrique (Boston), provenir d'une symétrisation d'un plâtre du patient, ou être volontairement antisymétrique (Atlantic Rim).
- La coque du corset peut comporter des ouvertures permettant une correction active (Boston, Chéneau) ou être continue (Wilmington).

Les lieux d'application des forces correctrices et stabilisatrices varient également selon les corsets et les auteurs (section 1.3.2, section 1.5.3) :

- Les forces correctrices des courbures lombaires et thoraciques peuvent être inférieures ou égales à l'apex (Emans, Patwardhan), supérieures à l'apex (Carlson), ou réparties autour de l'apex (Wynarsky).
- Pour les courbures thoracolombaires et lombaires, un contre-appui thoracique peut être utilisé (Patwardhan, module de Boston avec contre-appui, Providence) ou l'extrémité supérieure peut être laissée libre (module de Boston sans contre-appui).
- Une force postérieure sur l'abdomen permettant l'hypolordose et la compression abdominale peut être exercée (Boston) ou être évitée (TriaC).
- La répartition des forces dans le plan transverse reste un sujet de réflexion (Aubin, Carlson).

- Une force stabilisatrice sur le pelvis et le grand trochanter peut être exercée de façon symétrique (Atlantic Rim) ou d'un seul côté (coussinet pelvien, Boston) afin notamment de corriger le déjettement.

Afin d'établir un consensus sur ces questions, des études d'optimisation ont été menées grâce à des modèles numériques (section 1.5.3). Cependant ces modèles simulaient le traitement par corset par application directe de forces. Par conséquent, la répartition optimale des forces trouvée peut ne pas être effectivement réalisable par un corset. De plus, l'effet d'autres facteurs, tels que la tension et la position des courroies, la forme du corset, etc., ne peut pas être étudié à partir de ces modèles.

Lacroix et Périé ont certes développé un modèle biomécanique du corset de Boston (section 1.5.2), mais ce modèle présente plusieurs limites : il n'est pas paramétré, des déplacements et non des forces sont imposés comme condition limite pour la fermeture du corset et le contact avec l'appui iliaque n'est pas représenté (le phénomène de stabilisation du corset sur le patient n'est donc pas modélisé), la géométrie se base sur celle d'une matrice de pression et reste donc très approximative, les ouvertures dans le corset permettant une correction active et les coussinets ne sont pas modélisés.

L'objectif global de ce projet a donc été de développer un modèle paramétrique détaillé de corset et une simulation de son effet immédiat permettant d'étudier l'influence des paramètres de conception susceptibles d'être optimisés.

Le projet a visé plus spécifiquement à atteindre les objectifs suivants :

O1 : Grâce aux outils de CAO, développer une méthodologie permettant de créer un modèle géométrique paramétrique détaillé d'un corset personnalisé.

O1a) Définir un algorithme permettant la création automatique d'une géométrie personnalisée du corset.

O1b) Paramétrer la géométrie obtenue.

O1c) Valider le modèle géométrique.

O2 : À partir du modèle éléments finis du tronc humain disponible au L.M.B.C.A.O. (section 1.4), développer une méthodologie permettant de simuler l'effet immédiat sur un patient du modèle de corset défini en O1.

O2a) Créer un modèle éléments finis paramétrique du corset défini en O1.

O2b) Définir la simulation du traitement.

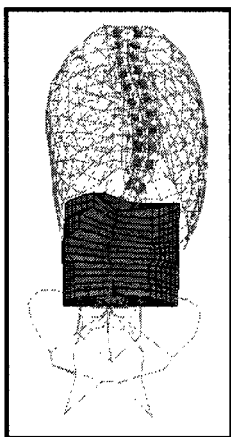
O2c) Valider la méthodologie proposée.

O3 : Démontrer que le modèle développé peut permettre une optimisation de la conception du corset (étude de faisabilité).

Le modèle géométrique, le modèle éléments finis du corset, le modèle du tronc humain choisi et la méthode de simulation développée seront décrits au chapitre 3 (objectifs O1a, O1b, O2a, O2b). La validation de ces modèles sera présentée au chapitre 4 (objectifs O1c, O2c). La réalisation de l'objectif O3 sera présentée au chapitre 5. La discussion générale des résultats obtenus et les perspectives apportées par ce projet seront enfin présentées au chapitre 6.

CHAPITRE 3 : MODÉLISATION DU TRONC HUMAIN, MODÉLISATION DU CORSET ET SIMULATION DE SON EFFET IMMÉDIAT

3.1 Modélisation du tronc humain



Le modèle du tronc qui sera utilisé par la suite a été décrit dans les sections 1.4.2 et 1.4.3. Il comprend la colonne vertébrale, la cage thoracique, le bassin et l'abdomen (*Figure 3-1*). Les modélisations et les simulations décrites dans la suite du mémoire ont toutes été effectuées avec le logiciel Ansys 8.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA).

Figure 3-1 : Modèle du tronc humain utilisé

3.1.1 Raffinement du modèle de l'abdomen

Des simulations menées à partir de ce modèle ont souligné des problèmes de convergence au niveau de l'abdomen quand les forces appliquées devenaient trop importantes (section 4.1.2).

La comparaison entre le modèle de Périé et l'anatomie réelle de l'abdomen montre de plus que les éléments situés au niveau des muscles 'psoas major' et 'quadratus lumborum' ont été considérés comme faisant partie de la cavité abdominale alors qu'ils auraient dû être intégrés à la paroi abdominale. La *Figure 3-2* montre les modifications effectuées en conséquence. Les éléments de la cavité abdominale adjacents au rachis ont été intégrés à la paroi abdominale.

Les éléments hexaédriques SOLID45 ont également été remplacés par des éléments SOLID185, plus adaptés aux non-linéarités et aux matériaux quasi-incompressibles (cas de la cavité abdominale : $\nu = 0.45$) (Ansys Theory Manual, 2004).

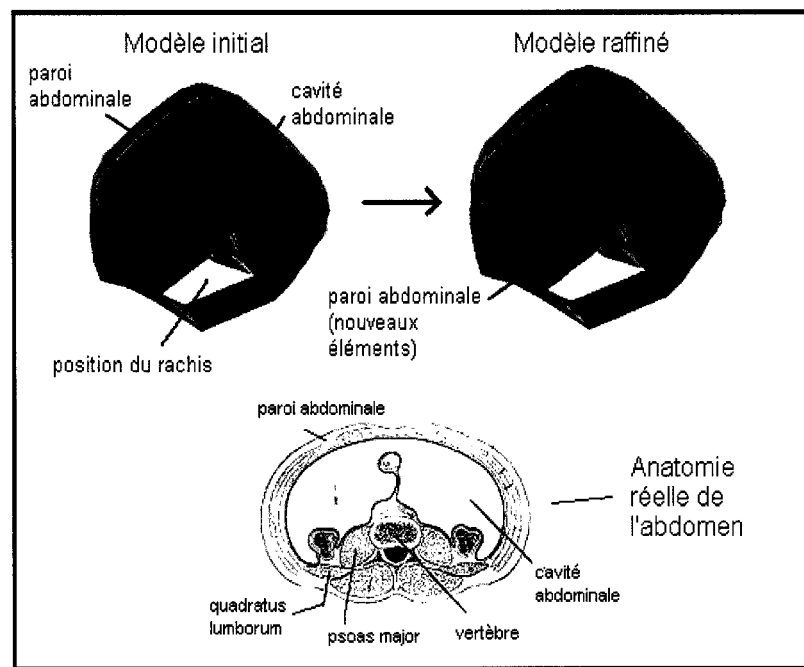


Figure 3-2 : Raffinement du modèle de l'abdomen

3.1.2 Raffinement du modèle du bassin

La face latérale du grand trochanter du fémur constitue un point d'appui important pour la stabilisation du corset sur le patient (section 1.3.2). De plus, l'articulation du bassin avec les membres inférieurs se réalise au niveau de sa liaison avec le fémur. Les conditions limites sur le bassin devront donc être imposées au niveau de cette liaison.

Des éléments représentant l'extrémité supérieure du fémur ont donc été rajoutés au modèle du bassin. Deux poutres joignant les nœuds 19650 et 19750 (niveau inférieur des cavités cotyloïdes) à deux nouveaux nœuds 19700 et 19701 ont été créées (Figure 3-3). Les coordonnées de ces nœuds sont calculées à partir des coordonnées des nœuds représentant les extrémités latérales des crêtes iliaques (nœuds 19817 et 19917, Figure 3-3), des nœuds correspondant aux niveaux inférieurs des cavités cotyloïdes (nœuds 19650

et 19750, *Figure 3-3*) et des nœuds de la symphyse pubienne (nœuds 19670 et 19770, *Figure 3-3*). Elles sont données dans le *Tableau 3-1*. Le repère utilisé est le repère R0 (section 1.1.4).

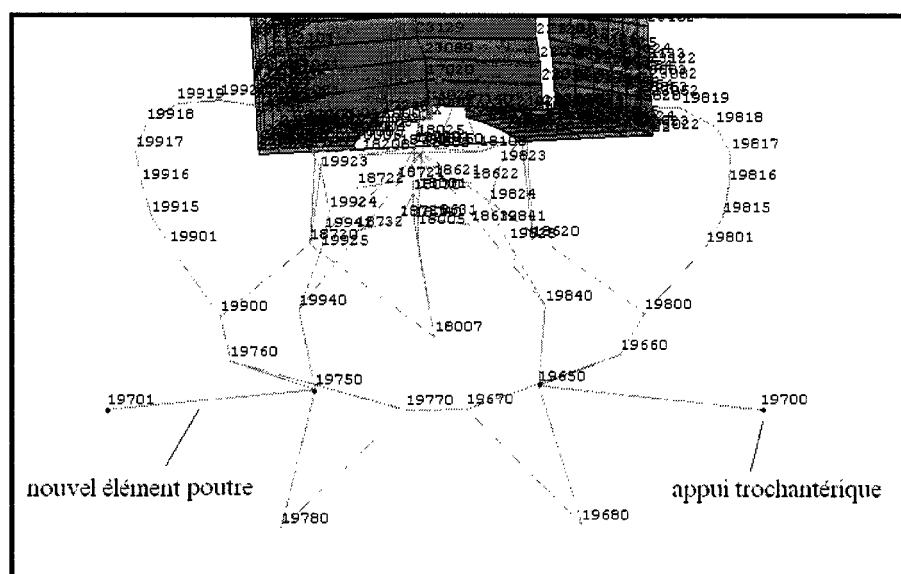


Figure 3-3 : Modèle raffiné du bassin

Tableau 3-1 : Coordonnées des appuis trochantériques

Nœud	X	Y	Z
19700	X(19650)	1.1*Y(19817)	Z(19670)
19701	X(19750)	1.1*Y(19917)	Z(19770)

3.2 Modélisation du corset

3.2.1 Modélisation géométrique

3.2.1.1 Définition du repère de construction

Pour se stabiliser sur le patient, le corset s'appuie notamment sur ses crêtes iliaques. La partie du corset correspondant à l'appui iliaque est donc primordiale. Afin de la définir le plus précisément possible, un nouveau repère (R1) est introduit (*Figure 3-4*). L'origine

du repère et l'axe x sont identiques à ceux du repère initial R0 (section 1.1.4). L'axe y est défini comme étant la droite passant par les épines iliaques antérieures supérieures. L'axe z complète afin que le repère soit orthonormé. La géométrie du corset sera définie dans ce repère.

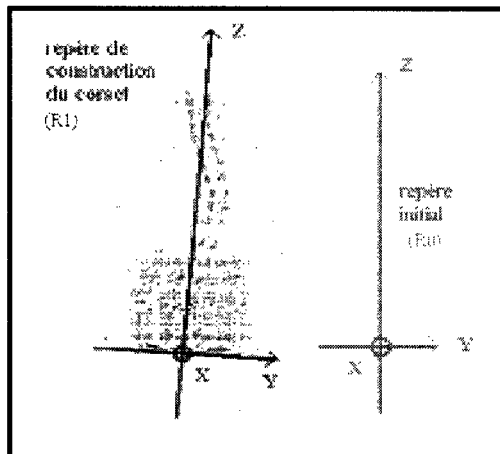


Figure 3-4 : Repère R1 de construction du corset

3.2.1.2 Définition des courbes génératrices

La géométrie du corset se base sur 8 courbes génératrices placées selon des coupes transverses dans le repère R1 (Figure 3-5). Le Tableau 3-2 indique les coordonnées selon z de ces courbes.

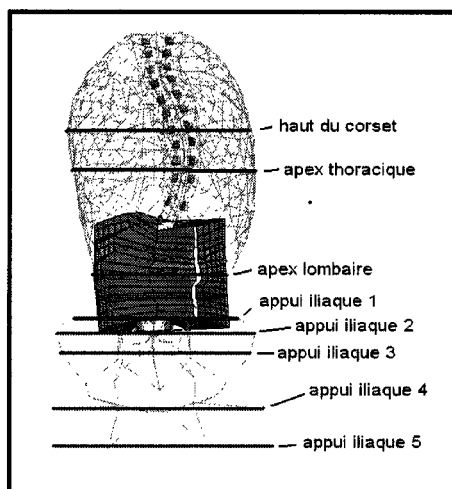


Figure 3-5 : Courbes génératrices du corset (Repère R1)

Tableau 3-2 : Coordonnées selon z des courbes génératrices

Courbe	Coordonnée en z de la courbe (R1)
1 (haut du corset)	Partie médio-latérale de la côte 5
2 (apex thoracique)	Gibbosité (partie postérieure) de la côte correspondant à l'apex thoracique
3 (apex lombaire)	Centre du corps de la vertèbre située à l'apex lombaire
4 (appui iliaque 1)	Extrémité supérieure des crêtes iliaques
5 (appui iliaque 2)	Extrémité latérale des crêtes iliaques
6 (appui iliaque 3)	Épine iliaque antéro-supérieure
7 (appui iliaque 4)	Appui trochantérique
8 (appui iliaque 5)	Ischion

Pour définir les dimensions, la forme et la position initiale des courbes génératrices, des données anthropométriques sont calculées sur le modèle éléments finis du patient. Les dimensions, la forme et la position de ces courbes pourront ensuite être modifiées afin de créer différentes géométries de corsets (section 3.2.1.3).

Pour chaque courbe génératrice, on projette sur le plan $z = z$ (courbe) les nœuds compris entre $(z + \text{coupe})$ et $(z - \text{coupe})$ (Figure 3.6 : A). L'optimisation du paramètre 'coupe' est effectuée dans la section 4.2. Parmi les nœuds ayant une coordonnée y positive sont alors détectés les 3 nœuds de coordonnées x minimale, x maximale et y maximale. Parmi les nœuds ayant une coordonnée y négative sont détectés les 3 nœuds de coordonnées x minimale, x maximale et y minimale (Figure 3.6 : B). Les coordonnées selon x et y de ces 6 nœuds sont enregistrées et permettent de calculer 6 paramètres (Tableau 3-3). Notons que le calcul de ces paramètres correspond ici à une symétrisation des déformations scoliotiques asymétriques.

Tableau 3-3 : Calcul des 6 paramètres

Paramètre	Valeur
x_{centre}	$(x_{\text{ymax1}} + x_{\text{ymax2}}) / 2$
y_{centre}	$(y_{\text{xymax1}} + y_{\text{xymax2}}) / 2$
$h1$	$(x_{\text{xmax1}} + x_{\text{xmax2}}) / 2 - x_{\text{centre}}$
$h2$	$x_{\text{centre}} - (x_{\text{xmin1}} + x_{\text{xmin2}}) / 2$
gi	$ y_{\text{xmin1}} - y_{\text{xmin2}} / 2$
ll	$ y_{\text{ymax1}} - y_{\text{ymax2}} / 2$

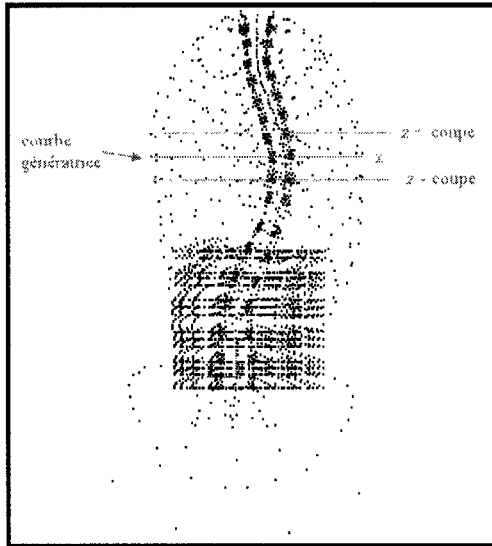


Figure 3-6, A : Paramètre coupe

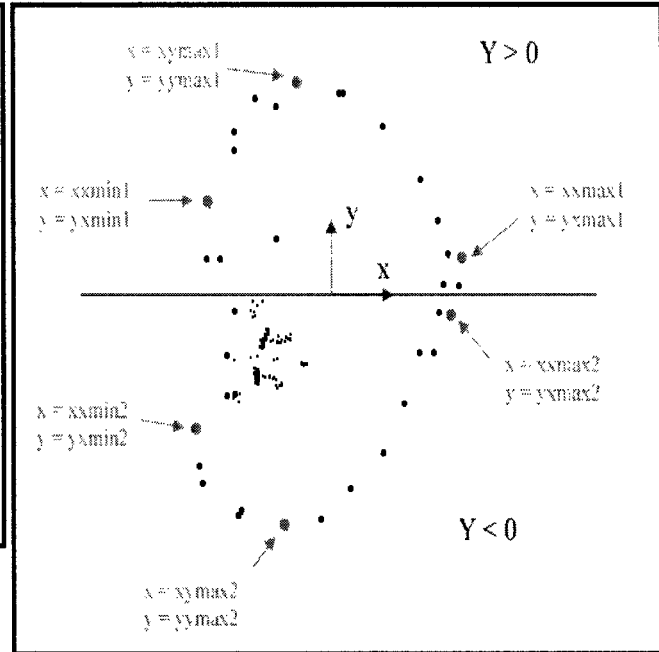


Figure 3-6, B : Détection des 6 nœuds fondamentaux

De plus, un paramètre l représentant la largeur du méplat antérieur du corset est calculé comme suit (Figure 3.6 : C) : on détecte le nœud de coordonnée x maximale ($x = x_{max}$)

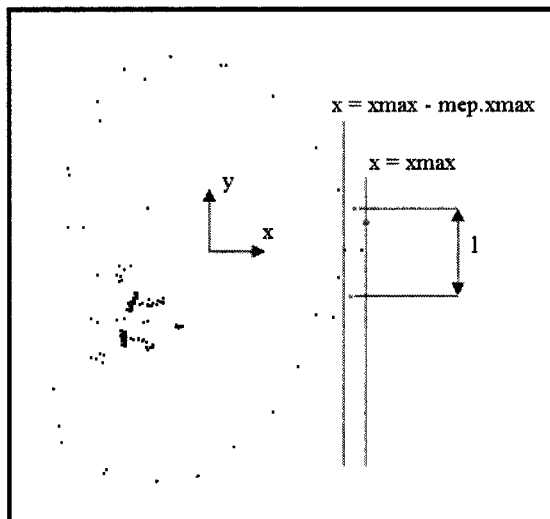


Figure 3-6, C : Calcul du paramètre l

puis on sélectionne les nœuds compris entre $x = x_{max}$ et $x = (x_{max} - mep.x_{max})$. L'optimisation du paramètre mep est effectuée dans la section 4.2. On repère parmi ces nœuds le nœud de coordonnée y maximale ($y = y_{max}$) et le nœud de coordonnée y minimale ($y = y_{min}$). Finalement : $l = (y_{max} - y_{min})$.

Un paramètre *ouv* correspondant à la largeur de l'ouverture postérieure du corset est enfin calculé selon la formule : $ouv = (distance\ entre\ les\ pédicules\ de\ la\ vertèbre\ L1)$. On s'assure ainsi que le corset pourra exercer des forces sur les muscles paraspinaux de la colonne lombaire (Emans, 2003).

Notons que pour les 4 courbes définissant l'appui iliaque, les paramètres gi et l ne peuvent pas être calculés avec la méthode décrite précédemment. Le nombre de nœuds sur le bassin est insuffisant. On a donc assigné à ces paramètres les valeurs trouvées pour la courbe génératrice 3. De même, pour les courbes 4 et 6, les valeurs du paramètre ll ont été ajustées :

$$ll(4) = (Y(19819) - Y(19919))/2 \quad et \quad ll(6) = (Y(19815) - Y(19915))/2.$$

Grâce à ces 7 paramètres, 8 points sont générés dans le plan $z = z(courbe\ génératrice)$, puis 7 splines passant par ces 8 points sont créées. Le *Tableau 3-4* fournit les coordonnées de ces 8 points et des tangentes imposées en chacun de ces points. La courbe génératrice finalement obtenue présente une continuité paramétrique du premier ordre (C1) et est symétrique par rapport à l'axe x (*Figure 3.6 : D, E*).

Tableau 3-4 : Coordonnées des points et tangentes d'une courbe génératrice (repère R1)

POINT	X	Y	Tangente selon x	Tangente selon y
P1	$x_{centre} - h2$	$y_{centre} + ouv/2$	0	1
P2	$x_{centre} - h2$	$y_{centre} + gi$	0	1
P3	x_{centre}	$y_{centre} + ll$	1	0
P4	$x_{centre} + h1$	$y_{centre} + l/2$	0	1
P5	$x_{centre} + h1$	$y_{centre} - l/2$	0	1
P6	x_{centre}	$y_{centre} - ll$	1	0
P7	$x_{centre} - h2$	$y_{centre} - gi$	0	1
P8	$x_{centre} - h2$	$y_{centre} - ouv/2$	0	1

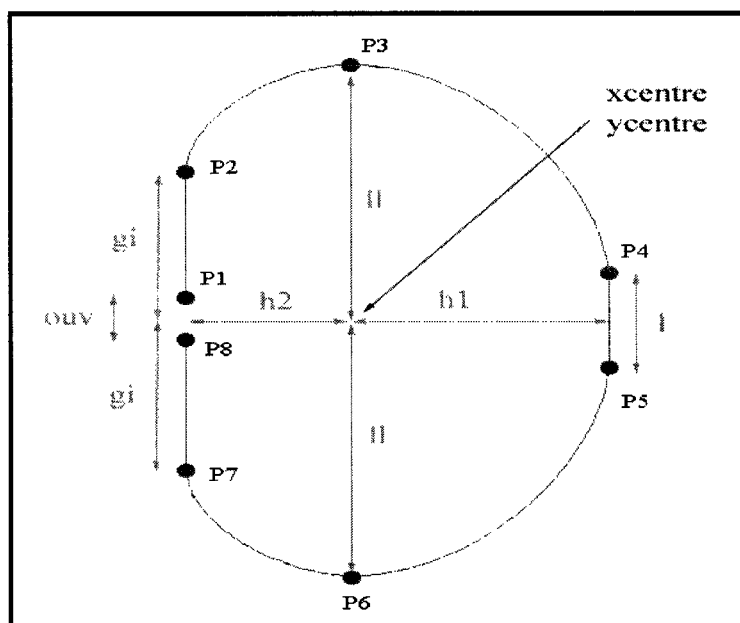


Figure 3-6, D : Création de la courbe génératrice

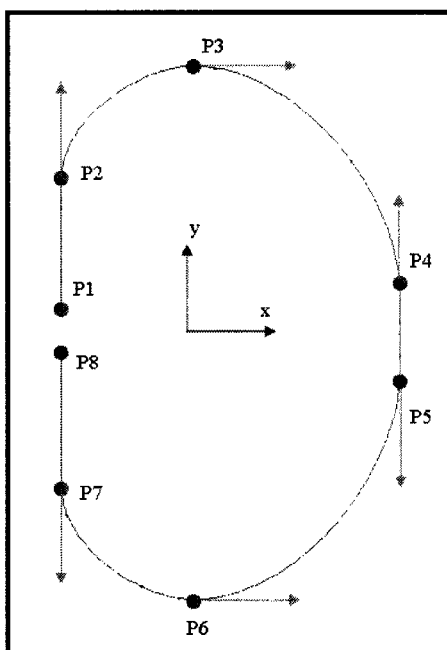


Figure 3-6, E : Tangentes à la courbe génératrice

3.2.1.3 Modification des courbes génératrices et modélisation surfacique

Les dimensions, la position et l'orientation des courbes génératrices définies précédemment peuvent ensuite être modifiées. On peut ainsi leur imposer une translation selon x ou y et une rotation par rapport à z (Figure 3-8). Ces modifications étant effectuées, la surface interne du corset est créée par interpolation. Cette surface est $C1$ et passe exactement par les courbes génératrices. Celles-ci étant divisées en sous-courbes, la surface est elle aussi divisée en sous-surfaces (Figure 3-7 : A). Leur division par des plans transverses permet d'obtenir une partition encore plus fine de la surface globale (Figure 3-7 : B). On choisit enfin les sous-surfaces que l'on désire supprimer afin de créer des ouvertures dans le corset (Figure 3-7 : C).

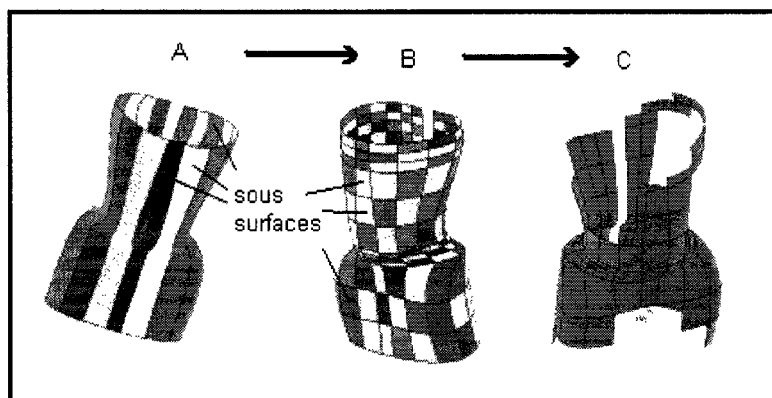


Figure 3-7 : Partition de la surface en sous-surfaces et découpage du corset

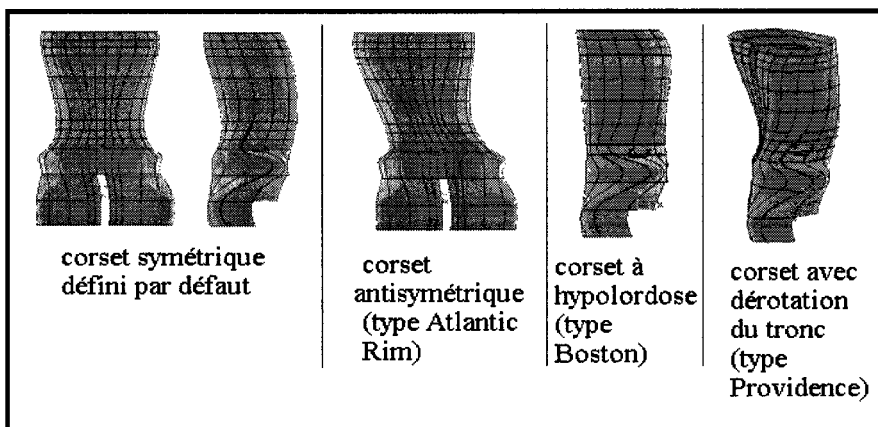


Figure 3-8 : Différents corsets obtenus après translation et rotation des courbes génératrices

3.2.1.4 Détection des points fondamentaux du corset

Les points qui permettront l'imposition de conditions limites au corset lors de la simulation (section 3.3) doivent être repérés sur la surface. On distingue 6 points postérieurs et 4 points antérieurs (Figure 3-9). Ces points sont choisis par l'utilisateur et font partie des paramètres de conception. Les points postérieurs serviront à définir les courroies du corset. Les points antérieurs serviront à empêcher les mouvements rigides.

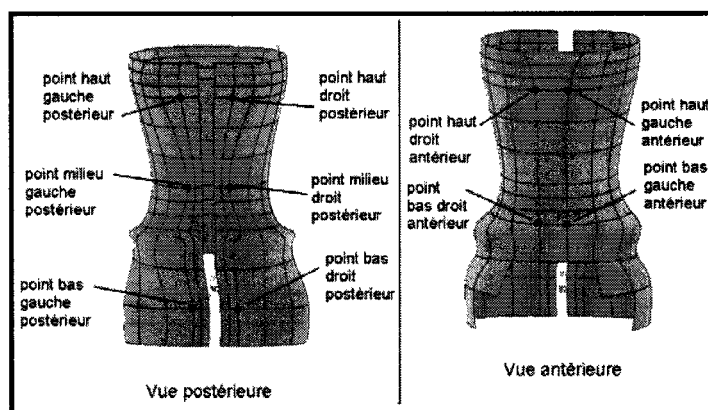


Figure 3-9 : Points fondamentaux du corset

3.2.1.5 Création des coussinets

Le modèle est complété en plaçant des coussinets sur la surface interne du corset. On choisit sur quelles sous-surfaces on désire les placer. Ces sous-surfaces sont alors extrudées vers l'intérieur selon leur normale afin de créer les volumes représentant les coussinets (Figure 3-10).

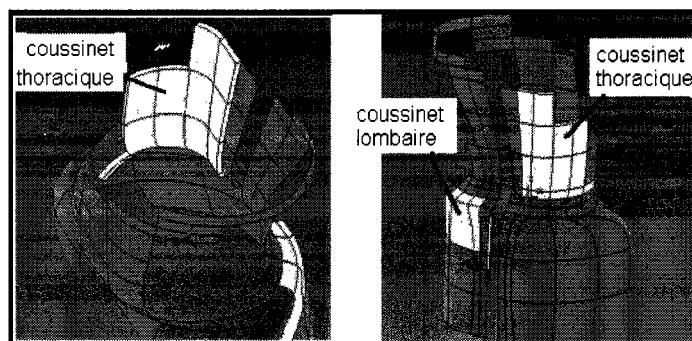


Figure 3-10 : Création des coussinets du corset

3.2.2 Modélisation du corset par éléments finis

3.2.2.1 Maillage et propriétés mécaniques

Pour obtenir un modèle mécanique du corset par éléments finis, la géométrie précédemment définie est discrétisée en éléments grâce à un mailleur paramétrique automatique.

Le corset est modélisé comme étant composé d'une couche rigide en polyéthylène sur laquelle des coussinets en mousse de polyéthylène haute densité peuvent être fixés. Les matériaux sont considérés linéaires en première approximation (Polyéthylène : $E = 1000$ MPa, $\nu = 0.3$; Mousse de polyéthylène haute densité : $E = 10$ MPa, $\nu = 0.3$) (Sanders, 1998). L'épaisseur de la couche externe est de 4 mm et celle des coussinets est de 6 mm. Ces dimensions correspondent aux mesures effectuées par Lacroix (2003) sur le corset de Boston. La couche externe est représentée par des éléments coques quadrilatéraux (SHELL181, Ansys) tandis que des éléments hexaédriques solides (SOLID185, Ansys) sont utilisés pour mailler les coussinets. La taille du maillage peut être définie par l'utilisateur (Figure 3-11).

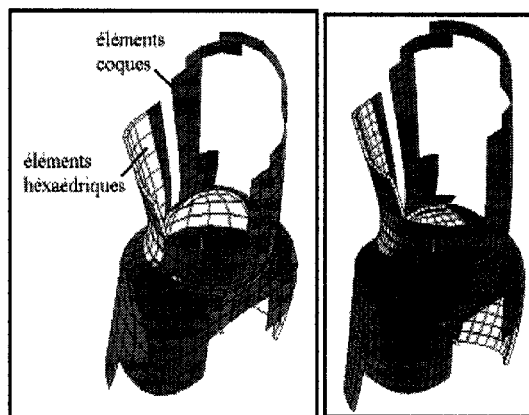


Figure 3-11 : Modèle éléments finis (maillage grossier : 404 éléments, maillage fin : 2039 éléments)

3.2.3 Modélisation de l'interface corset-patient

Le modèle éléments finis du corset doit pouvoir interagir avec le modèle éléments finis du tronc humain. Pour représenter cette interaction, des éléments de contact point-

surface sont utilisés (CONTA175, TARGE170, Ansys). Les éléments de contact surface sont répartis sur la surface interne des éléments coques du corset et des éléments hexaédriques des coussinets, les éléments de contact point sont répartis sur les nœuds des côtes, du sternum, sur les nœuds externes de l'abdomen et sur les nœuds externes du bassin (*Figure 3-12*). La modélisation du contact tient compte de la friction (modèle de Coulomb). Le coefficient de friction statique est égal au coefficient de friction dynamique. Son ajustement sera effectué à la section 4.3. De même, l'ajustement de la rigidité de contact sera effectué à la section 4-3.

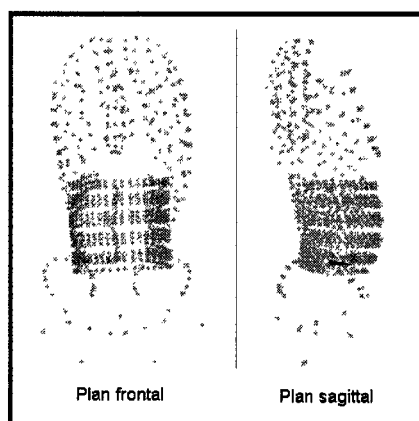


Figure 3-12 : Éléments points de contact

3.3 Simulation numérique de l'action du corset sur un patient

3.3.1 Ouverture du corset

La première étape du processus de simulation consiste à ouvrir le corset. La géométrie déformée après l'ouverture doit permettre au patient de rentrer complètement à l'intérieur du corset (*Figure 3-13*). Pour ouvrir le corset, des déplacements selon x et y sont imposés au niveau des nœuds haut gauche postérieur, haut droit postérieur, bas gauche postérieur et bas droit postérieur (section 3.2.1.4). Les nœuds bas droit antérieur et haut gauche antérieur sont bloqués en translation afin d'empêcher les mouvements rigides. La simulation tient compte des non-linéarités (grands déplacements et grandes

déformations). À la fin de la simulation, la géométrie est actualisée, les contraintes sont sauvegardées et la contrainte de Von Mises maximale dans le corset est calculée.

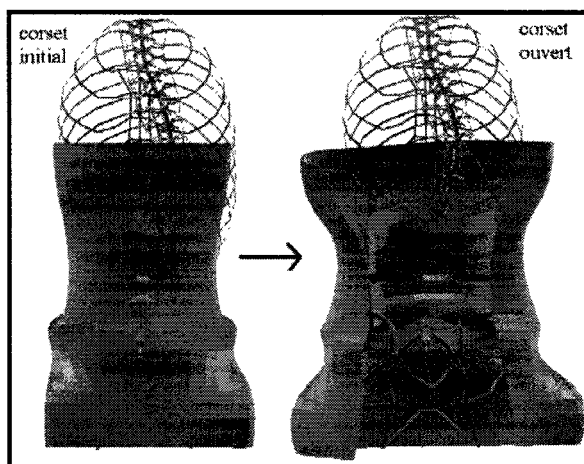


Figure 3-13 : Ouverture du corset

3.3.2 Fermeture du corset

3.3.2.1 Fermeture élastique du corset sur le patient

Une fois le corset ouvert, on va le refermer sur le patient en deux étapes. Lors de la première étape, on laisse le corset se refermer sur le patient grâce à l'énergie élastique emmagasinée lors de l'ouverture. Les contraintes enregistrées à la fin de la phase d'ouverture sont réintégrées au modèle du corset en tant que précontraintes. Les conditions aux limites seront décrites dans la section 4.3. La simulation tient compte des non-linéarités (grands déplacements, grandes déformations, contact). Une fois la simulation effectuée, la géométrie est actualisée. La configuration obtenue correspond à un état d'équilibre entre le corset et le patient.

3.3.2.2 Fermeture du corset par serrage des courroies

On continue à refermer le corset en modélisant le serrage des courroies. Deux éléments câble (LINK180, Ansys) sont créés entre les points haut droit postérieur - haut gauche postérieur (courroie haute) et bas droit postérieur - bas gauche postérieur (courroie basse). Éventuellement, une troisième courroie peut être créée entre les points milieu

droit postérieur et milieu gauche postérieur (*Figure 3-14*). Les éléments LINK180 ne travaillent ici qu'en traction (rigidité nulle en flexion, torsion et compression). Leur module d'Young a été fixé à 0.5 MPa et leur surface à 200 mm².

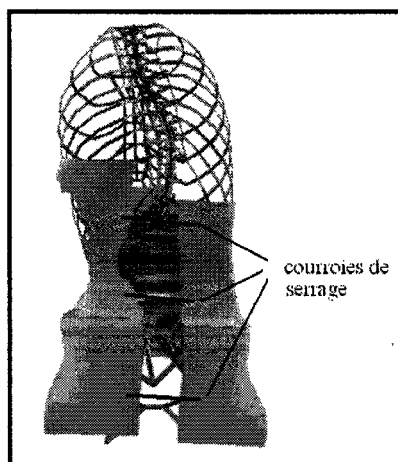


Figure 3-14 : Modélisation des courroies

Des précontraintes sont imposées à ces éléments câbles. Les autres conditions limites sur le corset et le tronc seront décrites dans la section 4.3. La tension finale dans les courroies dépend des précontraintes imposées initialement. Afin de comprendre cette relation et de pouvoir calculer une approximation du niveau de précontrainte nécessaire pour obtenir une tension finale donnée, un modèle mathématique a été créé (*Figure 3-15*). L'ensemble tronc-corset est modélisé par un ressort de raideur k_2 fixé à une extrémité, les courroies sont représentées par un ressort de raideur k_1 fixé à une extrémité. Les deux extrémités libres de ces ressorts sont jointes. Le ressort k_1 a un allongement initial l_{init} (équivalence d'une précontrainte) qui génère une force initiale de déséquilibre $F_{init} = k_1.l_{init}$.

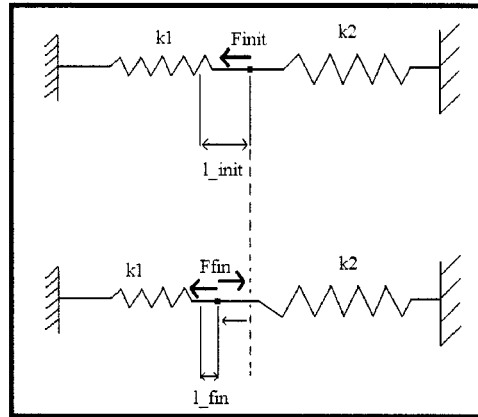


Figure 3-15 : Modèle permettant de calculer la relation entre la précontrainte initiale imposée aux courroies et la tension finale.

Un calcul simple donne alors la relation entre la force finale dans les ressorts et la force initiale F_{init} (Équation 3-1) puis, par analogie, entre la tension finale dans les courroies et la précontrainte initiale (Équation 3-2).

$$F_{fin} = \frac{k_2}{(k_1 + k_2)} \times F_{init}$$

Équation 3-1 : Calcul de la force finale dans les ressorts

$$F_{fin} = \frac{k_2}{(k_1 + k_2)} \times S \times \sigma_{ini}$$

Équation 3-2 : Calcul de la tension finale dans les courroies

La raideur k_2 de l'ensemble tronc-corset ne peut pas être connue à priori. Pour déterminer la précontrainte à imposer afin d'obtenir une tension finale de courroie déterminée, une méthode possible consiste à imposer une précontrainte σ_{ini} au hasard, à lancer la simulation pour trouver la tension finale de courroies $F_{courroies}$ correspondante. Le rapport $K = F_{courroies} / \sigma_{ini}$ peut alors être calculé puis être utilisé pour prédire la tension finale de courroie pour une précontrainte donnée.

3.3.3 Post-traitement de la simulation et description du patient-test

Un algorithme automatique sous Ansys permettant de calculer des indices géométriques sur le rachis, la cage thoracique et le bassin et initialement développé par Villemure (2004) et Carrier (2004) a ici été complété et utilisé. Il permettra notamment d'effectuer une optimisation automatisée sous Ansys.

Nous allons expliciter ici les indices géométriques calculés sur le modèle tout en décrivant le patient (patient-test) qui sera utilisé pour la suite du mémoire. Le *Tableau 3-5* (page 59) fournit une liste de ces différents indices, indique les formules qui permettent de les calculer et donne leurs valeurs pour le patient. Notons que les angles de Cobb frontaux et sagittaux ne sont pas calculés sous Ansys mais grâce à un programme sous DOS interne au laboratoire. Les valeurs indiquées entre parenthèses pour ces angles sont les vertèbres situées aux limites et à l'apex des courbures.

Deux paramètres sont calculés pour le bassin : la pente sacrée et l'inclinaison pelvienne. Ces paramètres sont décrits par Duval-Beaupère (1992) et Vaz (2002) (*Figure 3-16*). Ne possédant pas la reconstruction géométrique des centres des têtes fémorales, celles-ci ont été remplacées par les limites inférieures des cavités cotyloïdes pour le calcul du tilt pelvien.

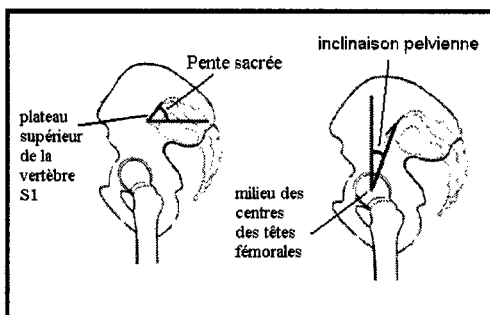


Figure 3-16 : Pente sacrée et tilt pelvien (adapté de Vaz, 2002)

La *Figure 3-17* montre la position des centres des corps vertébraux (de T1 à S1) dans les plans frontaux et sagittaux, la rotation axiale des vertèbres (de T1 à L5) et la gibbosité des côtes (de C1 à C10) pour le patient-test. Tous les indices sont calculés dans le repère global R0 décrit dans la section 1.1.4.

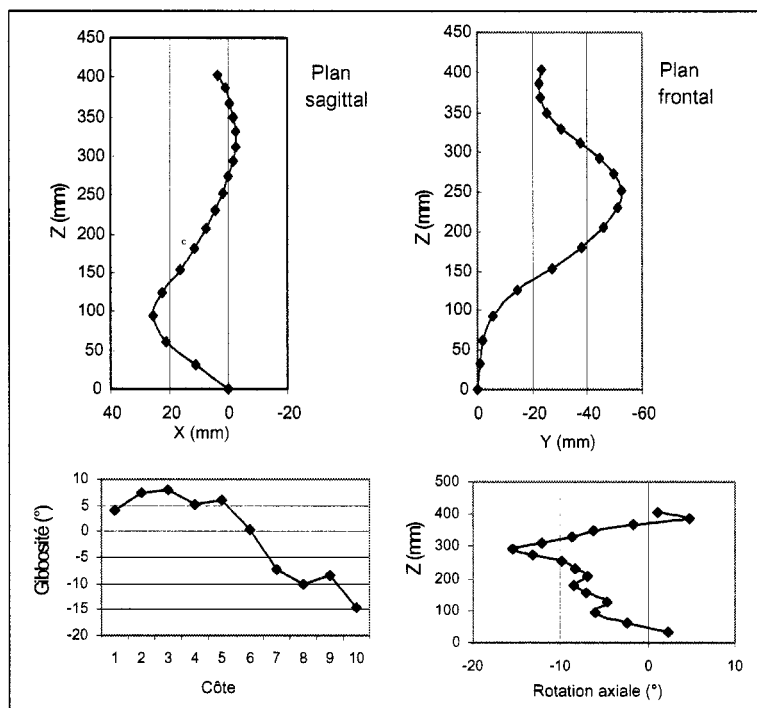


Figure 3-17 : Position des centres des corps vertébraux, rotation axiale des vertèbres et gibbosité des côtes du patient

On constate que le patient présente une scoliose thoracique droite relativement importante (angle de Cobb : 40°) d'apex T9. Le tronc présente un déséquilibre global à droite par rapport à la ligne sacrale verticale, ce qui se traduit notamment par un déjettement de 23 mm. Dans le plan sagittal, la cyphose et la lordose valent respectivement 18° et 33° , ce qui est relativement faible (Vaz, 2002). On devra donc chercher à créer un corset qui ne réduira pas davantage encore les courbures sagittales.

De plus, un algorithme permettant de calculer automatiquement la somme des forces générées par le corset sur 8 sites du tronc humain a été développé. Les sites sont ceux utilisés par Mac-Thiong (2004) (thoracique droit, thoracique gauche, sternum, abdominal, lombaire droit, lombaire gauche, pelvien droit, pelvien gauche), ce qui permettra de comparer les résultats des simulations aux valeurs expérimentales de Mac-Thiong.

Tableau 3-5 : Différents paramètres calculés sur le modèle du patient

Paramètres géométriques	Calcul du paramètre	Valeurs pour le patient
Position des centres des corps vertébraux selon X, Y et Z (T1- S1)	Vecteur (X(i), i = 1..18)	Figure 3-17
	Vecteur (Y(i), i = 1..18)	
	Vecteur (Z(i), i = 1..18)	
Rotation des corps vertébraux selon Z (T1-L5)	Vecteur (R(i), i = 1..17)	Figure 3-17
	(Section 1.2.2.2)	
Gibbosité des côtes (C1-C10)	Vecteur (G(i), i = 1..10)	Figure 3-17
	(Section 1.2.2.3)	
Angle de Cobb frontal thoracique haut (degrés)	Section 1.2.2.1	25 (T1-T2-T5)
Angle de Cobb frontal thoracique (degrés)	Section 1.2.2.1	40 (T5-T9-T12)
Angle de Cobb frontal lombaire (degrés)	Section 1.2.2.1	28 (T12-L2-L4)
Déjettement frontal (mm)	Yi(1)	- 23.4
Déviations frontale maximale (mm)	Max(Y(i) , i = 1..18)	52.4
Déviations frontale moyenne (mm)	$\frac{\sum_{i=1}^{17} Y(i)}{17}$	27.5
Cyphose (degrés)	Section 1.2.2.1	18 (T1-T7-T12)
Lordose (degrés)	Section 1.2.2.1	33 (T12-L2-L4)
Déjettement sagittal (mm)	Xi(1)	3.6
Déviations sagittale moyenne (mm)	$\frac{\sum_{i=1}^{17} X(i)}{17}$	7.5
Déviations lombaire sagittale maximale (mm)	Max(X(i) , i = 11..17)	25.5
Déviations thoracique sagittale maximale (mm)	Min(X(i) , i = 1..10)	-2.5
Rotation axiale maximale (degrés)	Max(R(i) , i = 1..17)	15.5 (T7)
Rotation axiale moyenne (degrés)	$\frac{\sum_{i=1}^{17} R(i)}{17}$	7.0
Gibbosité maximale (degrés)	Max(G(i) , i = 1..10)	14.6 (C10)
Gibbosité moyenne (degrés)	$\frac{\sum_{i=1}^{17} G(i)}{17}$	7.1
Pente sacrée (degrés)	Figure 3-16	55
Inclinaison pelvienne (degrés)	Figure 3-16	1.5

CHAPITRE 4 : VALIDATION DE LA MODÉLISATION ET DU PROCESSUS DE SIMULATION

4.1 Validation de la modélisation du tronc

4.1.1 Méthodologie

Des simulations ont été menées afin de valider les raffinements apportés au modèle du tronc. Le patient utilisé a été décrit à la section 3.3.3. Trois types de forces ont été appliqués au modèle (*Figure 4-1*) :

- Des forces abdominales postérieures (au niveau de L3 et L4) de composantes $F_x = -60$ N ou -90 N.
- Une force lombaire droite antérolatérale (au niveau de L1 et L2) de composantes $F_x = +50$ N et $F_y = +50$ N ($F = 70.7$ N).

Les forces lombaires de 70 N et abdominales de 90 N correspondent aux valeurs maximales trouvées par Mac-Thiong (2004) pour une tension de courroie de 60 N (section 1.3.4). La force abdominale de 60 N est supérieure à la force abdominale moyenne trouvée par Mac-Thiong pour une tension de courroies de 60 N (46.7 N).

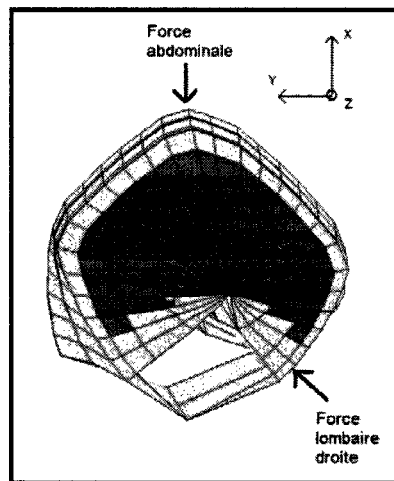


Figure 4-1 : Forces appliquées au modèle du tronc

Trois modèles de l'abdomen ont été testés (section 3.1.1) :

- Le modèle initial de Périé et coll. (2003) ($E_{paroi} = 1 \text{ MPa}$, $\nu_{paroi} = 0.2$, $E_{cavité} = 0.01 \text{ MPa}$, $\nu_{cavité} = 0.45$).
- Le modèle raffiné 1 ($E_{paroi} = 1 \text{ MPa}$, $\nu_{paroi} = 0.2$, $E_{cavité} = 0.01 \text{ MPa}$, $\nu_{cavité} = 0.45$).
- Le modèle raffiné 2 ($E_{paroi} = 1 \text{ MPa}$, $\nu_{paroi} = 0.2$, **$E_{cavité} = 0.1 \text{ MPa}$** , $\nu_{cavité} = 0.45$).

Deux conditions aux limites ont été testées pour l'abdomen :

- CL1 : Bloquer tous ses nœuds inférieurs (Périé et coll. (2003)).
- CL2 : Laisser libre l'abdomen.

Concernant le bassin, les nœuds correspondant aux appuis trochantériens (nœuds 19700 et 19701) et à la partie inférieure des cavités cotyloïdes (19650 et 19750) sont bloqués en translation. Une équation de couplage relie enfin les mouvements du centre du corps vertébral de T1 et du centre du plateau supérieur de S1 dans le plan sagittal. Dans le plan frontal, T1 est bloquée. Les mouvements selon l'axe vertical z sont libres. La rotation axiale de T1 est bloquée.

4.1.2 Résultats

Pour chacun des 3 modèles, les simulations correspondant aux forces lombaire, abdominale de 60 N et abdominale de 90 N ont été effectuées. Pour chacune de ces forces, les deux conditions aux limites sur l'abdomen ont été testées. Le *Tableau 4-1* indique si ces simulations ont convergé ou non.

On voit que le modèle de Périé présente des problèmes de convergence. Pour le modèle raffiné 1, la force abdominale de 90N génère une déformation trop grande des éléments de la cavité abdominale, aboutissant à une divergence des simulations. Le modèle raffiné 2 converge dans tous les cas.

Tableau 4-1 : Comparaison de la convergence des simulations selon le modèle d'abdomen choisi.

Modèle de l'abdomen	Condition limite	Force lombaire droite (70N)	Force abdominale (60N)	Force abdominale (90N)
Périé (2003)	CL1	Non convergent	Convergent	Non convergent
	CL2	Non convergent	Non convergent	Non convergent
Raffiné 1	CL1	Convergent	Convergent	Non convergent
	CL2	Convergent	Convergent	Non convergent
Raffiné 2	CL1	Convergent	Convergent	Convergent
	CL2	Convergent	Convergent	Convergent

Une comparaison a ensuite été effectuée entre les 2 modèles raffinés et les 2 conditions limites pour l'abdomen. La *Figure 4-2* montre la position des corps vertébraux pour la géométrie initiale du patient et pour les géométries déformées obtenues après différentes simulations. Le *Tableau 4-2* indique ensuite pour différentes simulations la différence maximale entre les déplacements des centres vertébraux des deux modèles. Le *Tableau 4-3* indique la pente sacrale et l'inclinaison pelvienne pour la géométrie initiale du patient et pour les géométries déformées obtenues après différentes simulations.

Tableau 4-2 : Différences maximales de déplacement des centres vertébraux entre les modèles raffinés 1 et 2.

Condition limite	Force appliquée	Différence maximale dans le plan sagittal	Différence maximale dans le plan frontal
CL1	Lombaire	2.2 mm	1.3 mm
CL1	Abdominale 60N	0.4 mm	0.2 mm
CL2	Lombaire	0.8 mm	0.3 mm
CL2	Abdominale 60N	0.1 mm	0.1 mm

Tableau 4-3 : Pente sacrale et angle pelvien obtenus après différentes simulations

	Force	Condition limite	Pente sacrale (degrés)	Inclinaison pelvienne (degrés)
Patient : géométrie initiale			55	2
Modèle raffiné 1	Lombaire	CL1	58	-1
Modèle raffiné 1	Lombaire	CL2	74	-18
Modèle raffiné 1	Abdominale 60N	CL1	54	1
Modèle raffiné 1	Abdominale 60N	CL2	40	17
Modèle raffiné 2	Lombaire	CL1	56	0
Modèle raffiné 2	Lombaire	CL2	74	-17
Modèle raffiné 2	Abdominale 60N	CL1	54	2
Modèle raffiné 2	Abdominale 60N	CL2	40	17

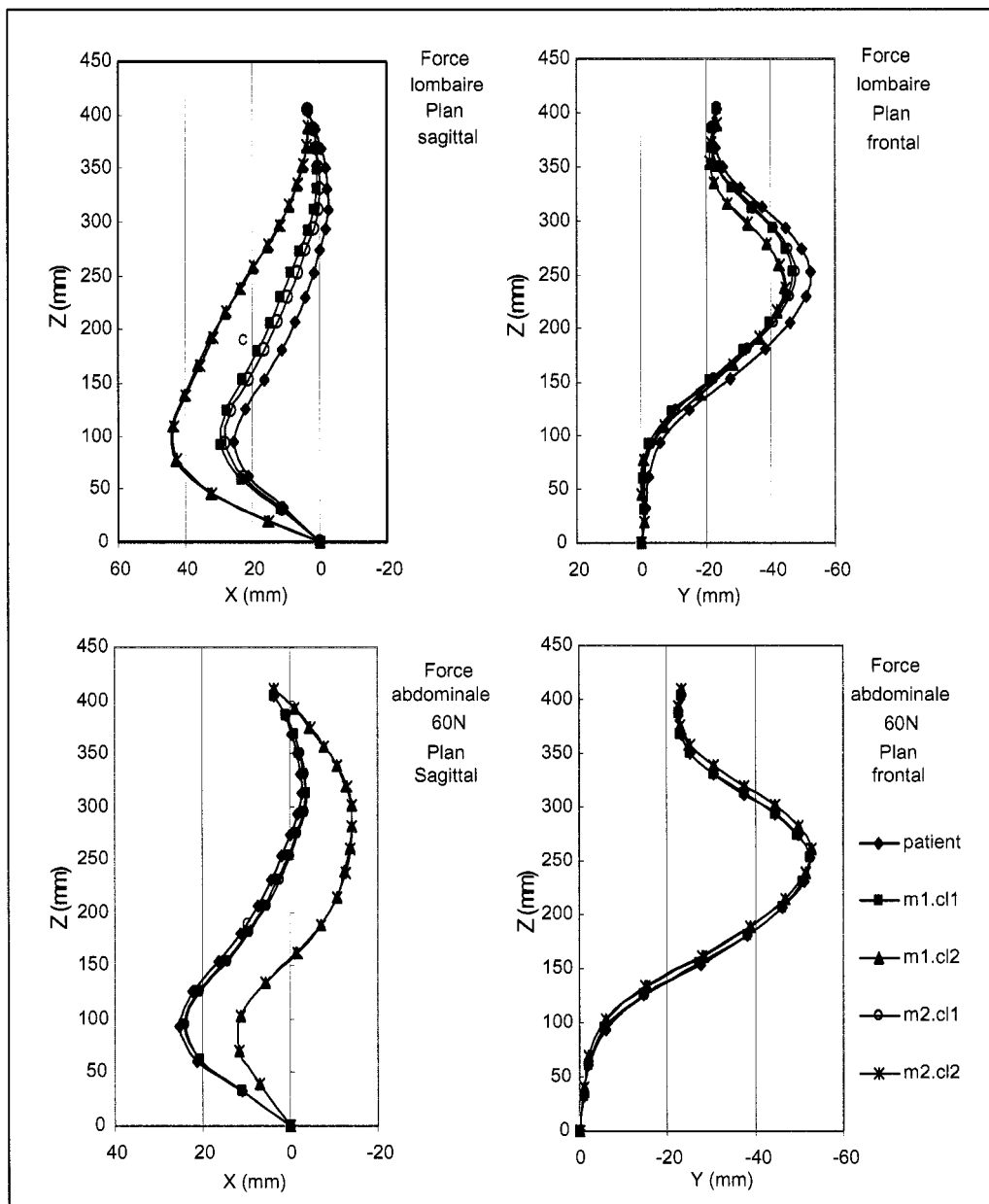


Figure 4-2 : Position des corps vertébraux après différentes simulations
(m1 signifie modèle raffiné 1, m2 signifie modèle raffiné 2, cl1 signifie condition limite 1, cl2 signifie condition limite 2).

4.1.3 Discussion et choix d'une modélisation

Le Tableau 4-1 montre que le modèle de Périé devait être modifié afin d'améliorer ses capacités de convergence. Le modèle raffiné 1 atteint partiellement cet objectif, le

modèle raffiné 2 l'atteint complètement. Les *Tableaux 4-2, 4-3* et la *Figure 4-2* montrent de plus que la modification des propriétés mécaniques effectuée dans le modèle raffiné 2 n'affecte pas de façon significative les résultats obtenus par rapport au modèle raffiné 1. La différence maximale trouvée entre les 2 modèles (2.2 mm pour la force lombaire de 60 N et la condition limite 1, *Tableau 4-2*) reste en effet inférieure à la précision du modèle géométrique du rachis, de la cage thoracique et du bassin (section 1.4.1 : 3.3 mm en moyenne). Le modèle raffiné 2 nous semble donc le plus adapté à une simulation du traitement par corset et sera utilisé par la suite.

La condition aux limites imposée au bassin est innovatrice : Aubin et coll. (1995) et Périé et coll. (2002, 2003) appliquaient des conditions limites directement sur L5 pour simuler le traitement par corset par application directe des forces. Lacroix (2003) et Périé et coll. (2003) bloquaient le bassin lors de simulations par modélisation directe du corset. Les corsets agissent toutefois sur le bassin : Emans (2003) précise que le corset de Boston cherche à augmenter l'angle pelvien afin de diminuer la lordose et rendre le rachis plus accessible aux forces lombaires. La condition aux limites utilisée ici permet au bassin de pivoter autour de l'axe coxo-fémoral et permet donc de mieux rendre compte de l'interaction corset-bassin. Notons toutefois que cette condition introduit probablement trop de souplesse, la rotation du bassin autour de l'axe coxo-fémoral étant complètement libre (la rigidité en torsion est nulle). Une modélisation plus raffinée de la liaison coxo-fémorale devra être développée dans des études futures.

La rotation du bassin autour de l'axe coxo-fémoral nous a de plus obligé à imposer une condition aux limites sur T1 différente de celle utilisée par Aubin et coll. (1995) ou Périé et coll. (2002, 2003) (T1 bloqué en translation dans le plan transverse). La rotation du bassin entraîne en effet un déplacement de la vertèbre S1 dans le plan sagittal. Si l'on bloque totalement T1 dans le plan sagittal, on obtient au final un déséquilibre du tronc dans ce plan. Au contraire, si l'on couple les déplacements de T1 à ceux de S1 dans le plan sagittal, on s'assure que T1 restera placée à la verticale de S1. La *Figure 4-3* montre ainsi la géométrie déformée du rachis après application de la force abdominale de 60 N. L'abdomen est libre. Sur ce graphique, la courbe cl1 correspond au couplage des

mouvements de T1 et S1 et la courbe cl2 correspond au blocage de T1 dans le plan transverse. Le repère utilisé est le repère R0 d'origine S1 (section 1.1.4).

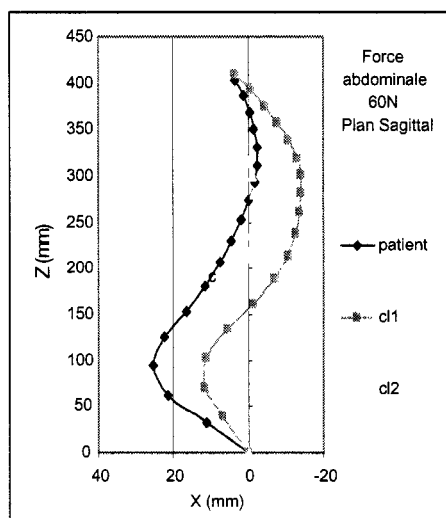


Figure 4-3 : Influence de la condition limite sur T1

Toutefois, la condition aux limites imposée à T1 présente encore des limitations. La translation suivant y doit être bloquée car le système de forces appliqué au tronc n'étant pas équilibré, il entraînerait des mouvements rigides trop importants si T1 était libre. Mais bloquer la translation suivant y ne permet pas d'étudier la correction du déséquilibre global du tronc dans le plan frontal (notamment la correction du déjettement). La même remarque est valable pour le plan sagittal. Le traitement par corset modifie la position de T1 par rapport à S1 dans ce plan. Coupler les mouvements de T1 et S1 ne permet pas d'étudier ce phénomène. Comme on le verra par la suite, l'introduction d'une modélisation du corset permet de s'affranchir en partie de ces limites.

Enfin, les tests menés sur les deux conditions limites sur l'abdomen montrent que la condition 1 rigidifie considérablement le comportement du modèle par rapport à la condition 2, notamment le mouvement du bassin autour de l'axe coxo-fémoral (Tableau 4-3, Figure 4-2). La condition 1 était adaptée quand tous les nœuds du bassin étaient bloqués (Périé, 2003) mais laisser libres les mouvements du bassin autour de l'axe coxo-

fémoral impose de modifier les conditions aux limites sur l'abdomen. La condition aux limites 2 sera donc adoptée par la suite pour l'abdomen.

4.2 Validation de la modélisation géométrique du corset

4.2.1 Méthodologie et résultats

Afin d'évaluer la précision de la modélisation géométrique, la coque rigide d'un corset a été créée pour un sujet sain.

La distance maximale entre la surface interne du corset et la surface externe du modèle éléments finis du patient a été calculée. Pour ce faire, la géométrie du corset a été maillée et les éléments de contact décrits à la section 3.2.3 ont été introduits. Un algorithme implémenté sous Ansys permet alors de calculer les distances maximales de pénétration et de fossé entre les éléments de contact 'point' du tronc et les éléments de contact 'surface' du corset (on a 'pénétration' quand le tronc se situe à l'extérieur de la surface du corset et 'fossé' quand le tronc se situe à l'intérieur de la surface du corset). Le calcul de la pénétration et du fossé est sensible à la densité du maillage de la surface du corset. Une analyse de convergence a donc tout d'abord été effectuée (Figure 4-4).

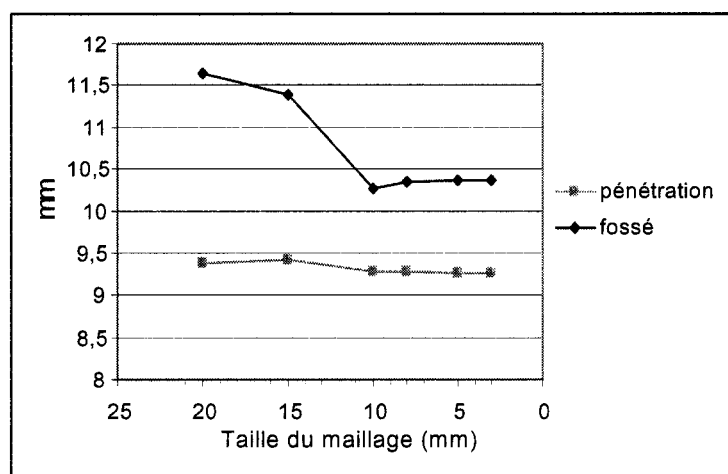


Figure 4-4 : Convergence de l'erreur d'ajustement du corset

On constate qu'on atteint un plateau de convergence lorsque la taille des éléments devient inférieure à 10 mm. Elle sera fixée à 5mm pour la suite.

La pénétration et le fossé ont ensuite été calculés pour différentes valeurs des paramètres *coupe* et *mep* (section 3.2.1.2 : le paramètre *coupe* définit le nombre de nœuds utilisés pour définir les dimensions de chaque courbe génératrice, le paramètre *mep* permet de calculer la largeur du méplat antérieur du corset) (Tableau 4-4).

Tableau 4-4 : Pénétration/Fossé pour différentes valeurs de *coupe* et *mep*

Coupe (mm)	mep = 0.05	mep = 0.1	mep = 0.2
10	erreur	erreur	16.3 mm / 10.3 mm
15	erreur	erreur	9.3 mm / 11 mm
20	erreur	9.3 mm / 10.4 mm	9.1 mm / 11 mm
25	erreur	8.7 mm / 12.8 mm	8.7 mm / 12.6 mm
30	erreur	6.2 mm / 14.3 mm	6.2 mm / 14.1 mm

Le Tableau 4-4 montre que pour une valeur de *mep* de 0.05, la géométrie du corset ne peut pas être créée (d'où le terme 'erreur' dans le tableau). Ceci est dû au nombre limité de noeuds sur le tronc du patient. La même erreur se produit pour une valeur de *mep* de 0.1 et une valeur de *coupe* trop basse. L'erreur d'ajustement du corset, définie comme étant la valeur maximale de la pénétration et du fossé, est minimale pour $coupe = 20/mep = 0.1$ et vaut 10.36 mm. Toutefois, pour $mep = 0.2$, le modèle est plus robuste (pas d'erreur même pour des valeurs de *coupe* basses) et l'erreur pour $coupe = 20/mep = 0.2$ est de 10.98 mm (+0.62 mm par rapport à l'erreur minimale). Ces valeurs seront assignées à ces paramètres par la suite.

Les Figures 4-5 et 4-6 montrent alors la superposition des lignes de la surface du corset et du modèle éléments finis du sujet sain dans les plans frontaux et sagittaux.

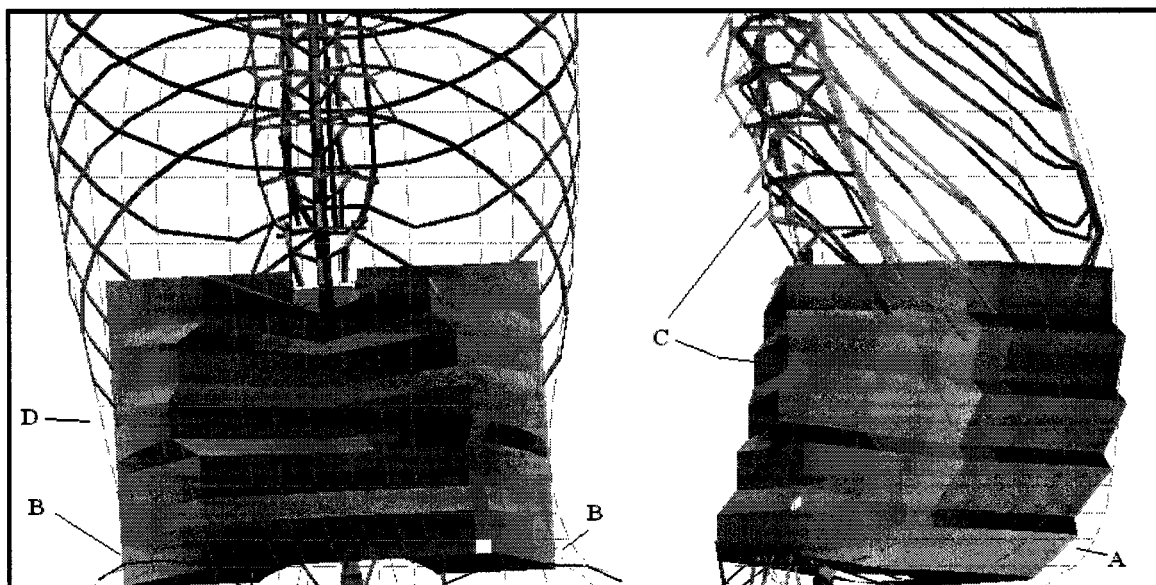


Figure 4-5 : Lignes de la surface du corset et modèle du tronc (abdomen et thorax)

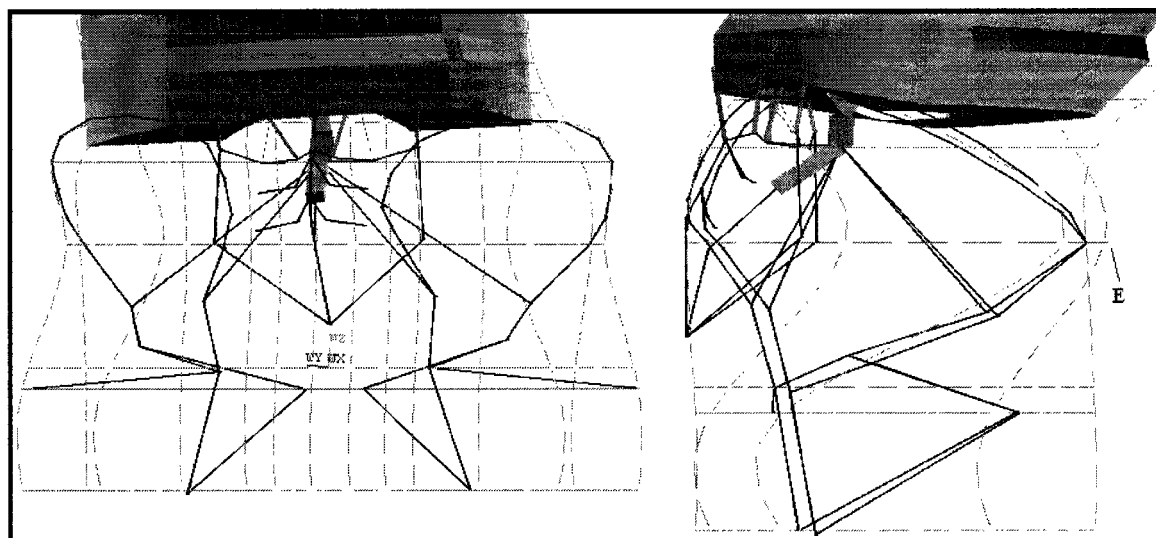


Figure 4-6 : Lignes de la surface du corset et modèle du tronc (bassin)

Les Figure 4-7 et 4-8 montrent ensuite la superposition des courbes génératrices 1, 2, 3, 6 et des nœuds du tronc compris entre $z(\text{courbe}) + \text{coupe}$ et $z(\text{courbe}) - \text{coupe}$.

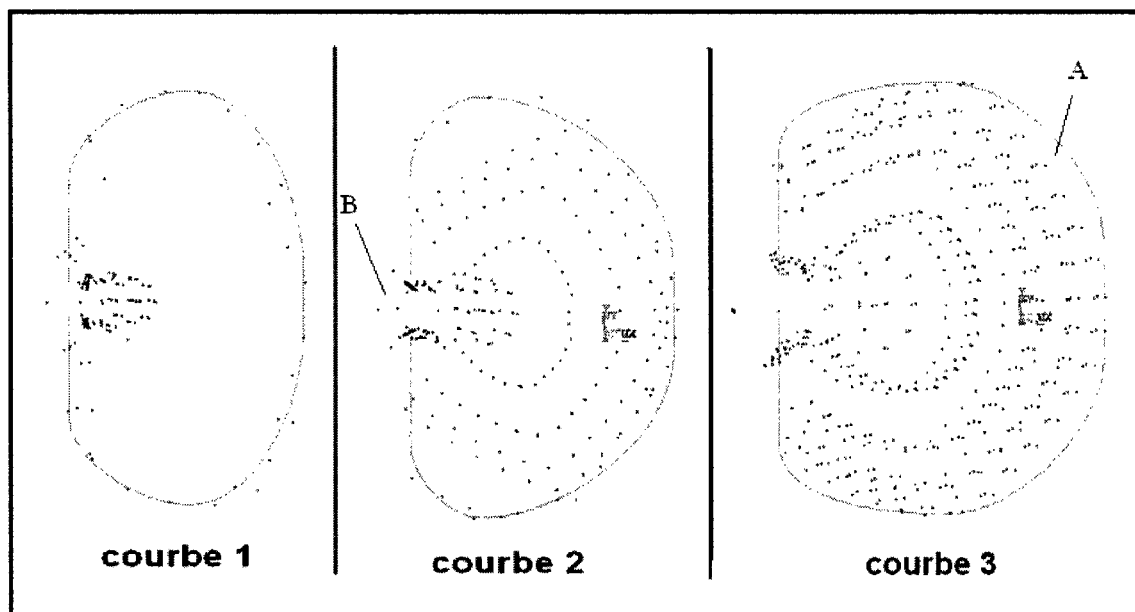


Figure 4-7 : Courbes génératrices 1, 2, 3 pour le sujet sain

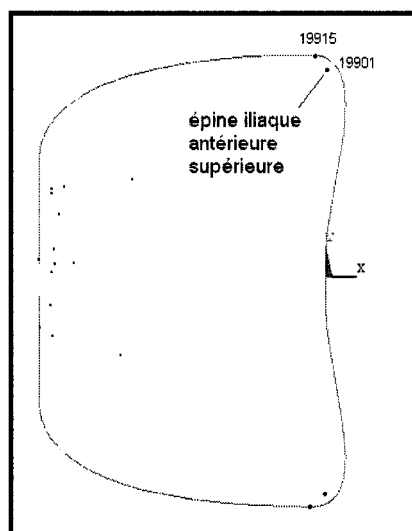


Figure 4-8 : Courbe génératrice 6 pour le sujet sain

Enfin, la Figure 4-9 montre la superposition des courbes génératrices 1, 2, 3 et des nœuds du tronc compris entre $z(\text{courbe}) + \text{coupe}$ et $z(\text{courbe}) - \text{coupe}$ pour le patient scoliotique test.

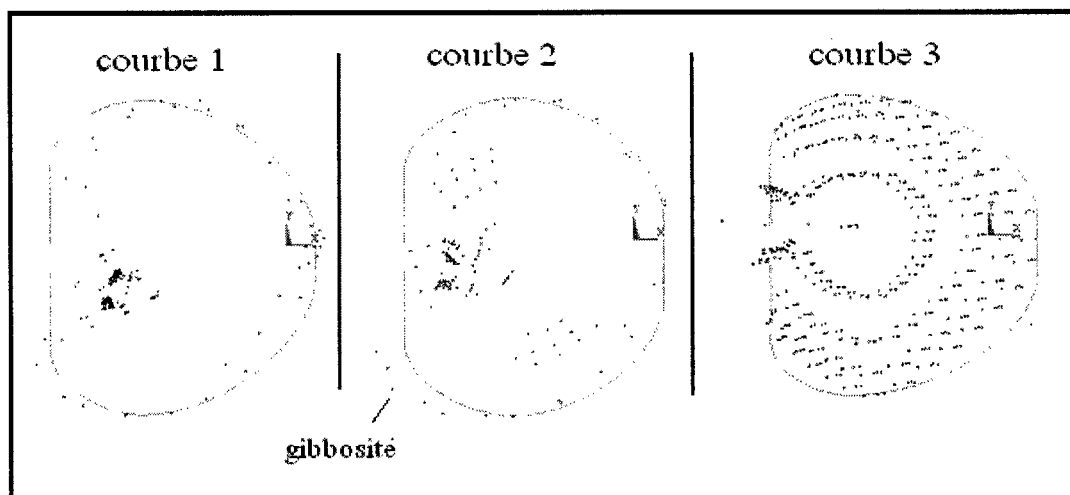


Figure 4-9 : Courbes génératrices 1, 2, 3 pour le sujet scoliotique

4.2.2 Discussion

L'évaluation de la précision de la modélisation géométrique a été effectuée sur un sujet sain car la forme symétrique des courbes génératrices ne correspond pas à la dissymétrie du tronc d'un patient scoliotique dans le plan transverse. Elle induit la présence de pénétrations et de fossés au niveau de ces asymétries (sur la gibbosité par exemple, Figure 4-9). Cela doit d'ailleurs permettre de les corriger naturellement (Emans, 2003).

Les Figures 4-5, 4-6, 4-7 et 4-8 montrent que, dans le plan frontal, les écarts maximaux se situent au niveau des transitions cage thoracique – abdomen et abdomen – bassin (Figure 4-5 : B et D). Dans le plan sagittal, les écarts maximaux se situent au niveau de la partie inférieure de l'abdomen et des épines iliaques antérieures supérieures (Figure 4-5 : A, Figure 4-6 : E). Notons que l'écart au niveau des épines iliaques antérieures supérieures est en réalité inférieure à ce qu'elle semble sur la Figure 4-6, comme on le voit sur la Figure 4-8. Notons encore que la géométrie du corset ne tient pas compte de la partie postérieure des vertèbres (Figure 4-5 : C, Figure 4-7 : B). Aucun point de contact n'étant présent sur cette partie postérieure, cela ne rentre pas en compte dans le calcul de la pénétration et du fossé effectué dans le Tableau 4-4.

La géométrie de l'abdomen est construite à partir d'une projection de la côte 10 dans le plan transverse, ce qui induit un certain nombre d'erreurs et d'approximations. On observe notamment une discontinuité au niveau de la transition avec le bassin (Figure

4-5 : B). Dans le plan transverse, le méplat antérieur apparaît également trop petit (*Figure 3-2, Figure 4-7 : A*). Afin d'améliorer la géométrie du corset, la première étape consisterait à rendre la géométrie de l'abdomen plus réaliste.

4.3 Validation du processus de simulation

4.3.1 Problématique

La simulation de l'effet immédiat du corset sur un patient est non-linéaire (grands déplacements, grandes déformations, contact). Sa précision est principalement régie par 3 paramètres :

- la densité du maillage utilisé pour discrétiser la géométrie du corset. En principe, plus la taille des éléments est petite et plus la simulation est précise. Elle sera représentée par la longueur L_{mail} des arêtes des éléments.
- la force résiduelle de déséquilibre F_{res} . Elle représente la différence entre les efforts externes et les forces de réaction générées par les déformations du modèle. Elle est nulle dans le cas d'un comportement parfaitement linéaire (matrice de rigidité constante). Pour une simulation non-linéaire, elle permet d'évaluer la précision de l'approximation du phénomène non-linéaire par une série de problèmes linéaires (plus elle est basse et meilleure est la simulation). Elle constitue le critère de convergence de la simulation non-linéaire. Autrement dit, la simulation non-linéaire est considérée comme convergente quand la force de déséquilibre devient inférieure à la valeur F_{res} fixée par l'utilisateur.
- la rigidité de contact FKN . Elle permet de créer une force qui va s'opposer à la pénétration entre les deux corps en contact. Plus FKN est élevée, plus l'algorithme de contact est précis (diminution de la pénétration résiduelle).

Toutefois, plus la simulation est précise et plus le temps de calcul requis est important. Il faut donc trouver un compromis : obtenir une précision satisfaisante tout en évitant un temps de calcul prohibitif. De plus, deux autres facteurs influent sur les résultats de la simulation : les conditions aux limites imposées au modèle et le coefficient de friction de

l'interface corset-patient. Il nous faut donc détailler précisément comment ont été fixés ces facteurs.

4.3.2 Conditions limites

Les conditions aux limites sur le modèle du tronc qui sont utilisées pour la simulation du traitement par corset sont, pour le bassin, identiques à celles décrites dans la section 4.1.3. Concernant T1 : la translation est libre dans le plan frontal, la translation dans le plan sagittal est couplée à celle de S1, la rotation axiale est bloquée. La *Figure 4-10* illustre ces conditions limites.

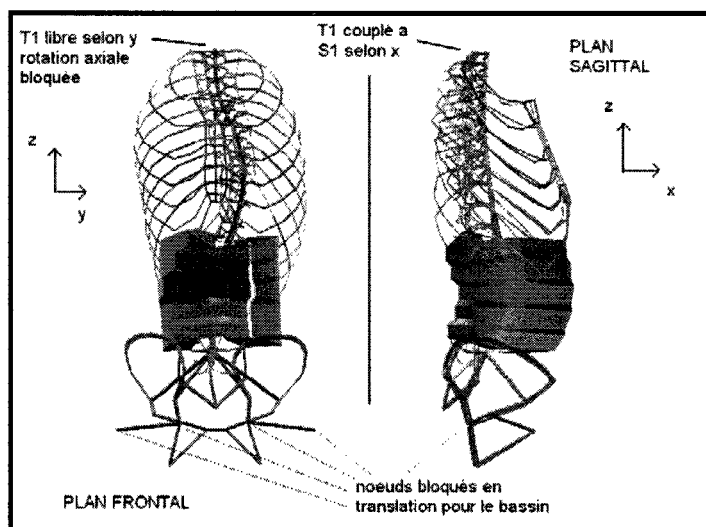


Figure 4-10 : Conditions aux limites sur le tronc humain

Les conditions limites au niveau du plan sagittal et de la rotation axiale représentent le réflexe du patient à maintenir l'équilibre de son rachis par rapport à la ligne sacrale verticale. Dans le plan frontal, laisser libre T1 va permettre d'étudier la correction du déséquilibre global du rachis scoliootique dans ce plan, notamment en étudiant la correction du déjettement.

Concernant le corset, lors de la première phase de fermeture, le point bas gauche antérieur est bloqué en translation. On s'assure ainsi que le corset est placé correctement

sur le patient, notamment au niveau du bassin. Lors de la seconde phase, aucune condition limite n'est imposée au corset.

4.3.3 Gestion du phénomène de friction

La modélisation de l'interface entre le corset et le patient prend en compte le phénomène de friction. Zhang (1999) et Sanders (1998) ont évalué expérimentalement le coefficient de friction entre différents matériaux utilisés pour la fabrication des orthèses et la peau. Pour le matériau 'pelite' (mousse de polyéthylène semblable à celle placée à l'intérieur de la coque rigide des corsets), Zhang a trouvé un coefficient de 0.45 ± 0.07 (moyenne pour 10 sujets et 6 sites du corps humain). Pour le même matériau, Sanders a trouvé un coefficient de 0.73 ± 0.12 (moyenne pour 10 sujets, 4 valeurs de force transverse, le site utilisé est la face médiale du tibia). Nous adopterons donc un coefficient de friction compris entre 0.4 et 0.8. L'étude de sensibilité menée à la section 4.3.4 permettra d'évaluer l'influence de la variabilité du coefficient de friction.

Lors de la seconde phase de la simulation, on laisse le corset se refermer sur le patient grâce à l'énergie élastique emmagasinée lors de l'ouverture. Si la friction est introduite durant cette phase, on observe des difficultés de convergence et, lorsque la convergence est obtenue, une grande variabilité des résultats en fonction des déplacements imposés lors de l'ouverture apparaît. Si, au contraire, la friction est nulle durant cette phase, les résultats deviennent relativement indépendants des déplacements imposés lors de la phase d'ouverture (résultat démontré dans la section 4.3.4). Le coefficient de friction sera donc fixé à 0 durant la première phase de fermeture pour la suite.

4.3.4 Étude de l'influence des paramètres de simulation

4.3.4.1 Méthodologie et résultats

Afin d'ajuster les paramètres L_{mail} , FKN , F_{res} et d'étudier l'influence du coefficient de friction μ , un plan d'expérience complet a été utilisé pour deux corsets (Box-Behnken,

plan mixte à 2 et 3 modalités). Le *Tableau 4-5* présente les modalités utilisées pour chacun des paramètres. Les *Figures 4-11* et *4-12* montrent les deux corsets testés.

Tableau 4-5 : Modalités des paramètres

Paramètre	Modalité 1	Modalité 2	Modalité 3
Lmail (mm)	25	17	10
Fres (N)	2	1	0.5
FKN (N)	50	150	250
μ	0.4	0.6	0.8

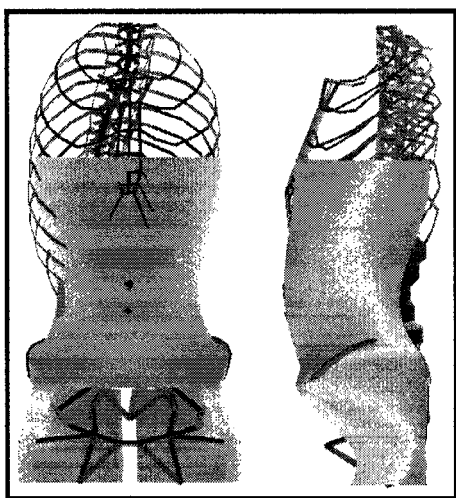


Figure 4-11 : Corset 1

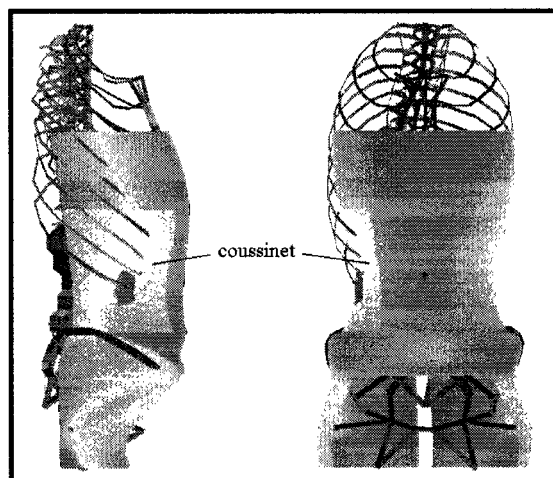


Figure 4-12 : Corset 2

Le corset 1 est symétrique dans le plan frontal et suit les courbures du rachis dans le plan sagittal. Aucune dérotation n'a été effectuée. La seule ouverture créée se situe au niveau antérieur du pelvis. Aucun coussinet n'a été placé. Le corset 2 est symétrique dans le plan frontal. La lordose lombaire a été réduite dans le plan sagittal. Aucune dérotation n'a été effectuée. Une ouverture a été créée au niveau du pelvis antérieur. Un coussinet a été placé sur la région thoracolombaire droite. Enfin, la tension de courroies a été fixée à 40 N pour le corset 1 et 60 N pour le corset 2.

162 ($2 \times (3^4)$) simulations ont été effectuées. Les effets des paramètres *Fres*, *Lmail*, *FKN* et μ sur l'évolution des paramètres géométriques décrits dans la section 3.3.3, sur

les forces exercées par le corset sur les 8 régions du tronc définies par Mac-Thiong (2004) (section 3.3.3), sur le nombre d'itérations et sur le temps de calcul ont été analysés grâce au logiciel Statistica 6.0 (Statsoft Inc., Tulsa, OK, USA). Pour illustrer la méthodologie, les résultats seront présentés pour une variable géométrique, l'évolution du déjettement, et pour une force, la force thoracique droite.

Les *Figures 4-13* et *4-15* montrent le diagramme de Pareto des effets des différents paramètres sur le déjettement et la force thoracique droite. La ligne verticale ' $p = 0.05$ ' indique quels sont les facteurs significatifs ($p=0.05$) selon le test de l'ANOVA. La moyenne globale est de 17.93 mm pour le déjettement et de 125.7 N pour la force thoracique droite.

La *Figure 4-14* permet ensuite de comparer les valeurs de l'évolution du déjettement prédites par le modèle quadratique utilisé et les valeurs obtenues lors des simulations.

Les *Figures 4-16* et *4-17* montrent enfin le diagramme de Pareto des effets des paramètres $Lmail$, μ et Fkn sur l'évolution du déjettement et sur la force thoracique droite pour le seul corset 2. La moyenne globale est de 13.14 mm pour l'évolution du déjettement et de 149.3 N pour la force thoracique droite.

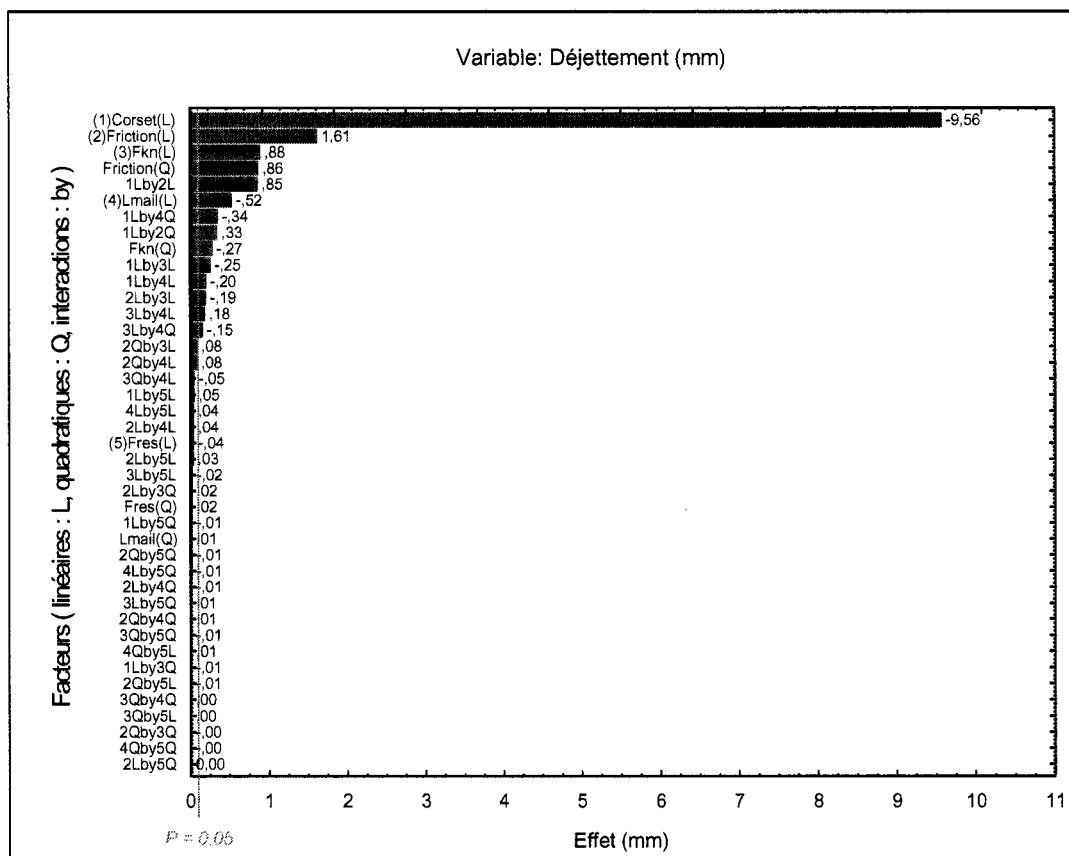


Figure 4-13 : Diagramme de Pareto des effets sur l'évolution du déjettement
(Le facteur '1' est le type de corset (corset 1 ou 2), le facteur '2' est la friction μ , le facteur 3 est Fkn, le facteur '4' est Lmail et le facteur '5' est Fres. 'L' désigne un effet 'linéaire', Q un effet 'quadratique' et 'by' un effet d'interaction entre deux facteurs)

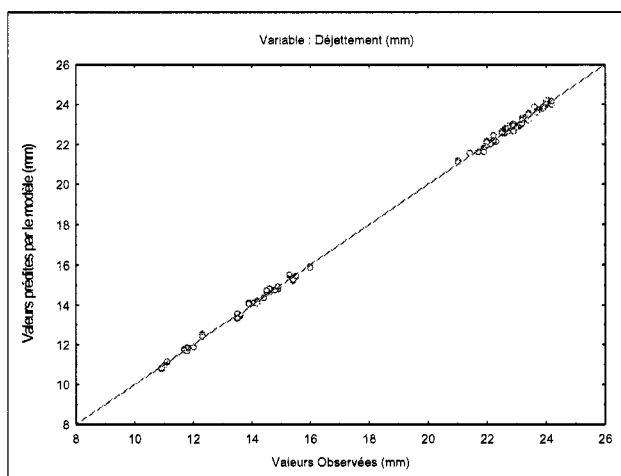


Figure 4-14 : Comparaison des valeurs observées et des valeurs prédites pour la variable déjettement

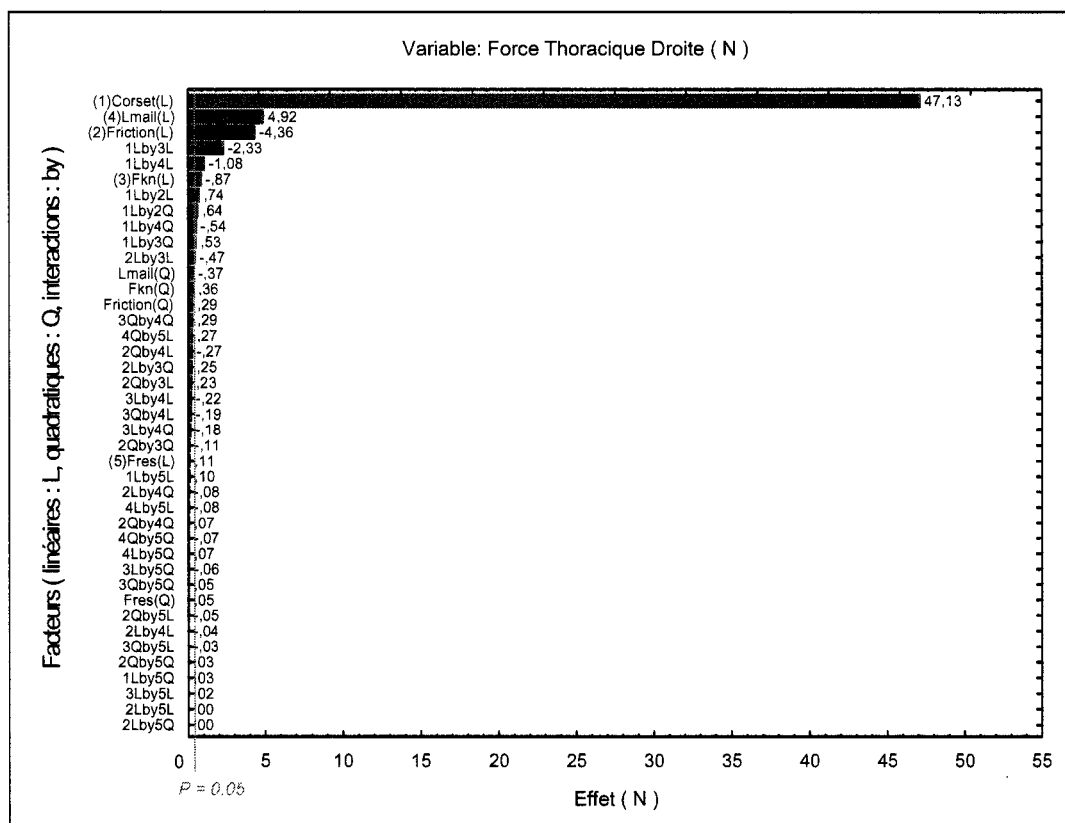


Figure 4-15 : Diagramme de Pareto des effets sur la force thoracique droite
(Le facteur '1' est le type de corset (corset 1 ou 2), le facteur '2' est la friction μ , le facteur 3 est Fkn, le facteur '4' est Lmail et le facteur '5' est Fres. 'L' désigne un effet 'linéaire', Q un effet 'quadratique' et 'by' un effet d'interaction entre deux facteurs)

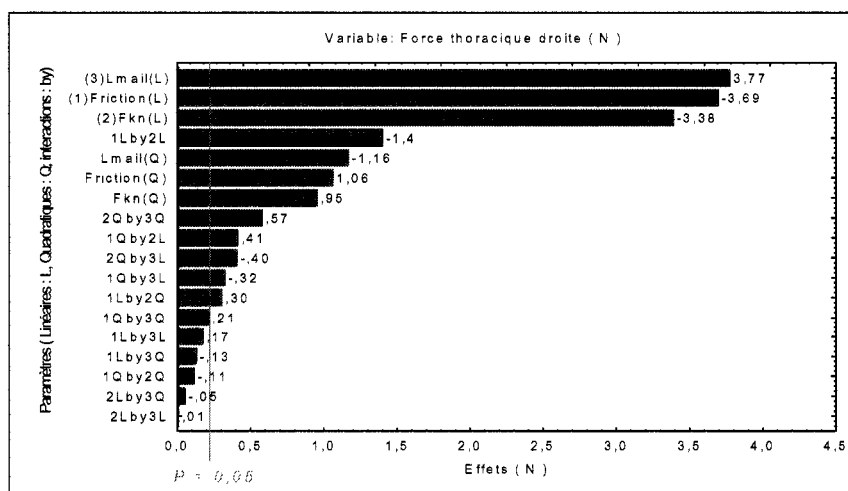


Figure 4-16 : Diagramme de Pareto des effets sur la force thoracique droite pour le corset 2
(le facteur '1' est la friction μ , le facteur 2 est Fkn, le facteur '3' est Lmail)

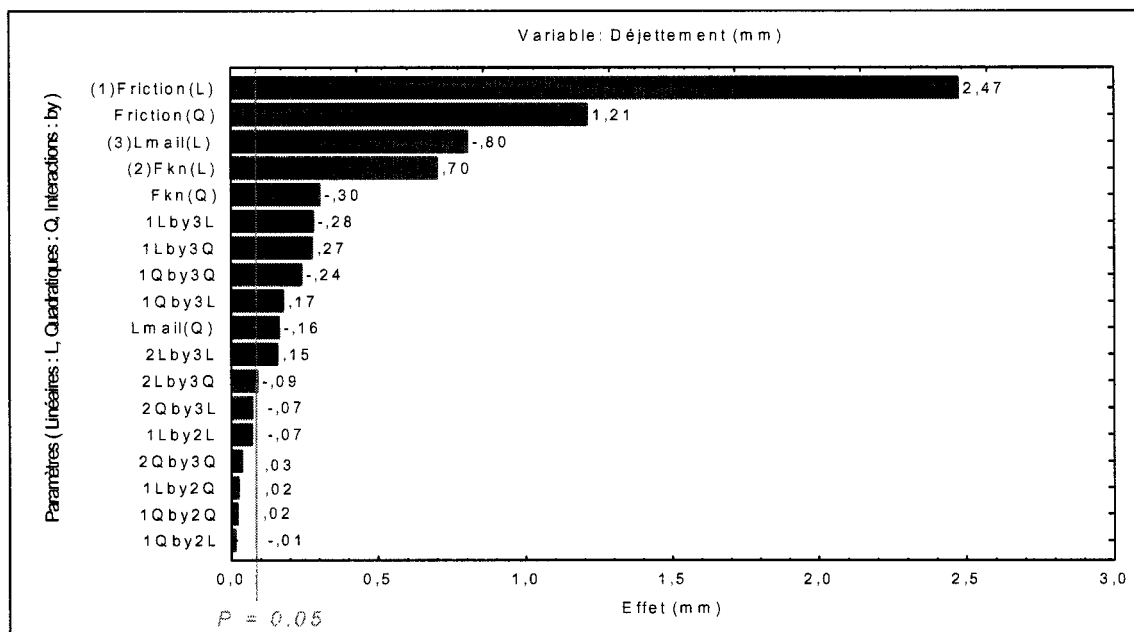


Figure 4-17 : Diagramme de Pareto des effets sur l'évolution du déjettement pour le corset 2 (le facteur '1' est la friction μ , le facteur 2 est Fkn, le facteur '3' est Lmail)

La Figure 4-14 montre que le modèle utilisé (prise en compte des effets principaux linéaires, des effets principaux quadratiques, des interactions entre les effets linéaires et des interactions entre les effets linéaires et quadratiques) est adapté au problème. La distance entre la surface de prédiction et les points observés est faible (distance maximale de 0.27 mm).

Les Figures 4-13 et 4-15 montrent que l'effet du paramètre *Fres* est négligeable par rapport aux autres effets. Ces figures montrent également que les effets des paramètres de simulation sont faibles devant les effets liés à la conception du corset. Autrement dit, le modèle peut permettre de comparer l'efficacité de deux corsets suffisamment différents. Notons de plus que l'effet d'interaction entre *FKN* et *Lmail* apparaît négligeable devant les effets principaux mais que l'effet d'interaction entre le type de corset et les variables *FKN* et *Lmail* est relativement important. Pour la force thoracique droite exercée par le corset 2, la Figure 4-16 révèle la présence d'une interaction relativement forte entre l'effet linéaire de la friction et l'effet linéaire de *Fkn*. Par contre, aucune interaction significative entre *Lmail* et la friction μ n'a été détectée.

Afin d'affiner le réglage des paramètres F_{kn} et L_{mail} , une étude de convergence a ensuite été menée pour les deux corsets. F_{res} a été fixé à 1 N. La Figure 4-18 montre les variations de la force thoracique droite, de l'évolution du déjettement et du temps de calcul (minutes CPU) en fonction de F_{kn} . L_{mail} a été fixé à 25mm pour cette étude. Deux valeurs du coefficient de friction ($\mu = 0.4$ et $\mu = 0.8$) ont été testées.

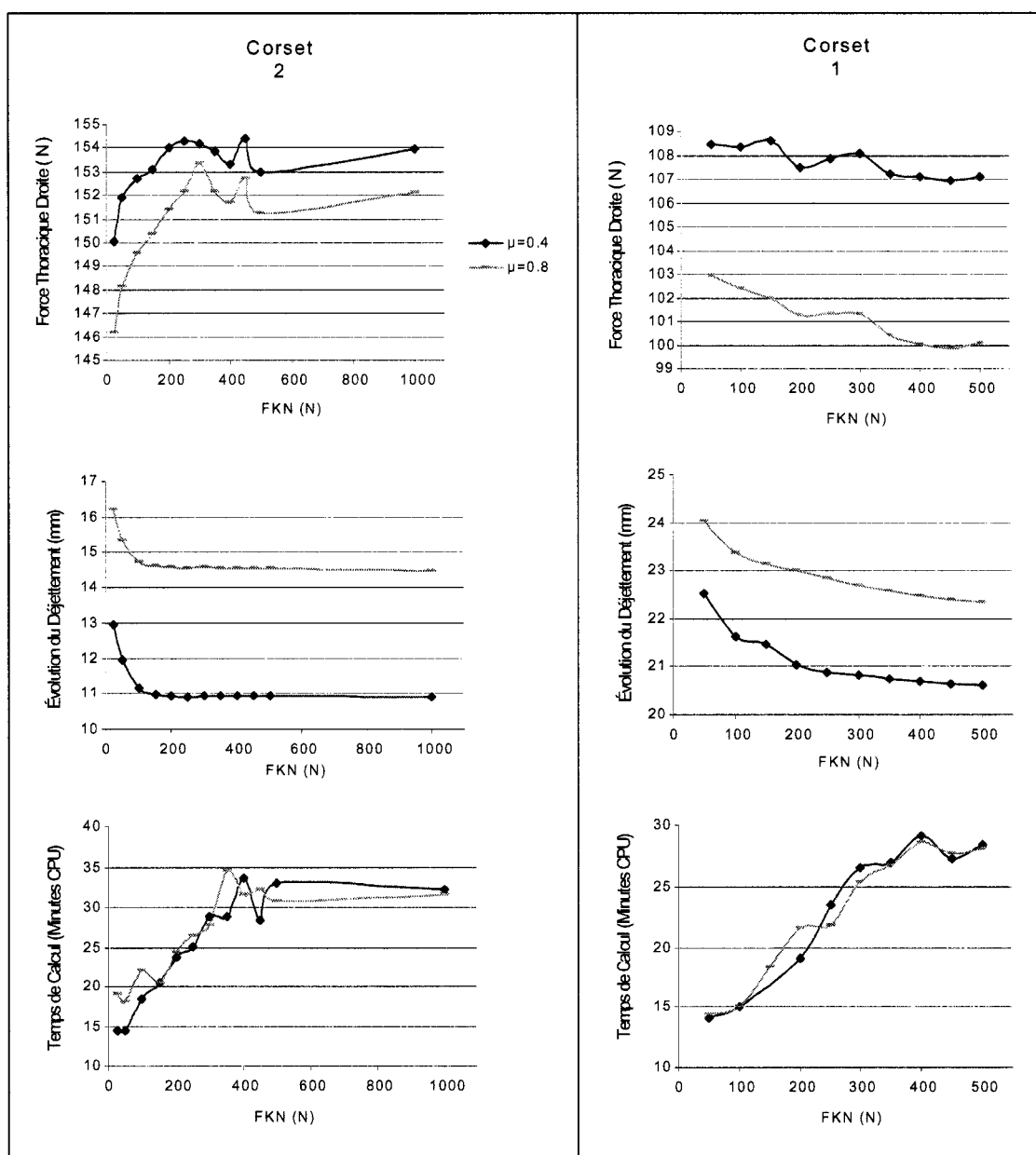


Figure 4-18 : Force thoracique droite, évolution du déjettement et temps de calcul en fonction de F_{kn}

La Figure 4-19 montre ensuite les variations de la force thoracique droite, de l'évolution du déjettement et du temps de calcul en fonction de L_{mail} . F_{kn} et le coefficient de friction μ ont été fixés respectivement à 200 N et 0.6 pour cette étude.

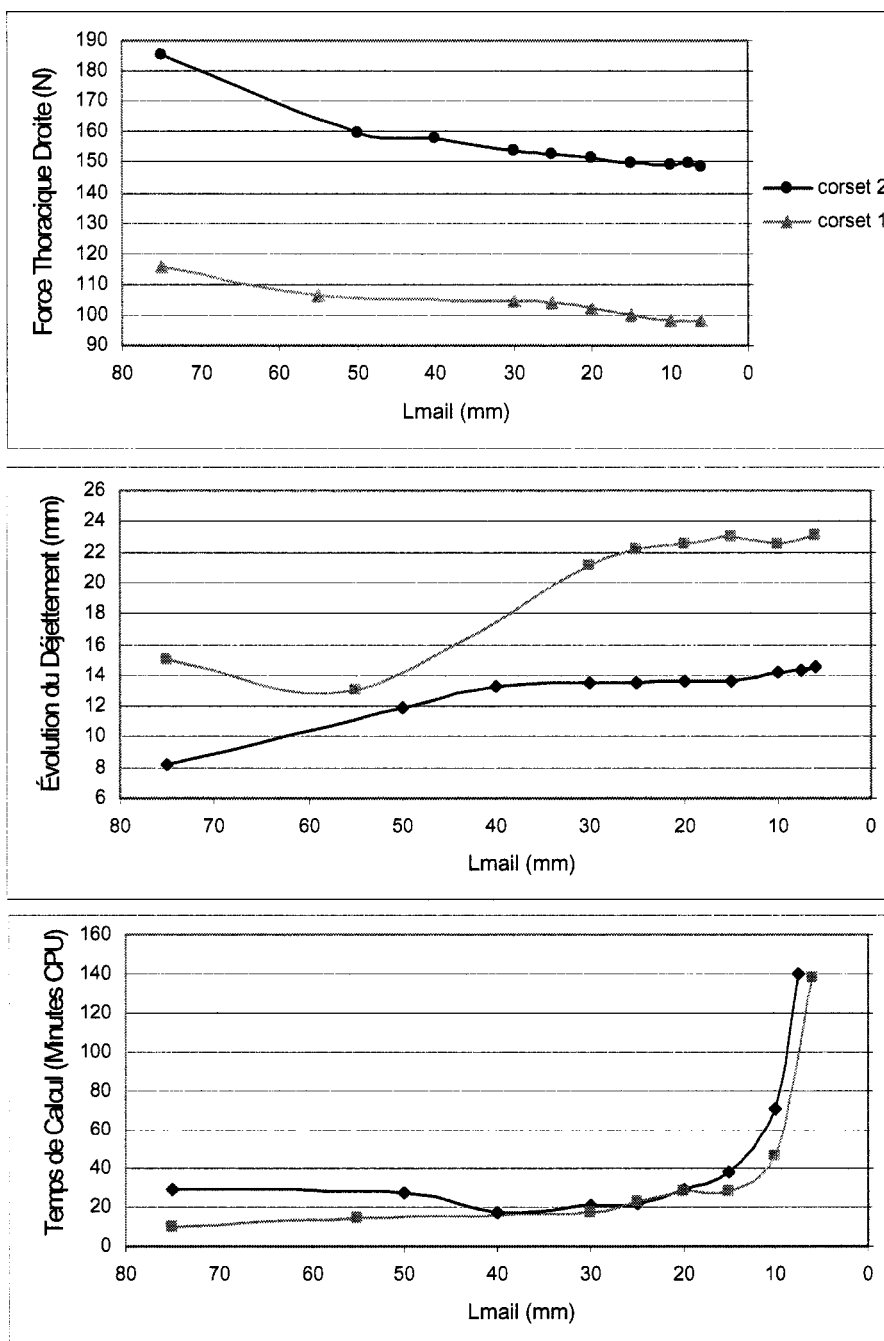


Figure 4-19 : Force thoracique droite, évolution du déjettement et temps de calcul en fonction de L_{mail}

L'étude de convergence selon Fkn (Figure 4-18) montre qu'à partir de $Fkn = 200\text{ N}$ les variations de la force thoracique droite et de l'évolution du déjettement deviennent respectivement inférieures à 2 N et 1 mm (en considérant les deux corsets). Le temps de calcul moyen est alors de 22.2 minutes CPU. Cette valeur de Fkn sera adoptée par la suite. L'étude de convergence selon $Lmail$ (Figure 4-19) montre ensuite qu'à partir de $Lmail = 20\text{ mm}$ les oscillations pour la force thoracique droite et l'évolution du déjettement deviennent respectivement inférieures à 4 N et 1 mm (en considérant les deux corsets). Le temps de calcul moyen est alors de 28.6 minutes CPU. Cette valeur de $Lmail$ sera adoptée par la suite.

On constate également sur les Figures 4-18 et 4-19 que, globalement, le temps de calcul augmente quand on augmente Fkn et quand on diminue $Lmail$, ce qui était attendu. On observe toutefois un certain nombre d'artefacts. À partir de $Fkn = 400\text{ N}$, le temps de calcul oscille et devient relativement constant. Pour $Lmail$ inférieur à 15 mm, le temps de calcul augmente beaucoup plus rapidement que pour $Lmail$ supérieur à 15 mm. Pour le corset 2, le temps de calcul est plus bas sur la plage 20 – 50 mm que sur la plage 50 – 75 mm. Ceci est dû à un nombre d'itérations plus élevé. Le maillage étant plus grossier, le nombre de points où le contact est détecté sur la surface du corset est plus limité, ce qui crée des difficultés de convergence.

L'influence des déplacements imposés lors de la phase d'ouverture du corset sur les résultats finaux de la simulation a également été évaluée. Le Tableau 4-6 présente les forces exercées par le corset sur 8 régions du tronc et l'évolution des principaux paramètres géométriques du rachis, de la cage thoracique et du bassin (section 3.3.3) pour deux ouvertures différentes. Le corset 2 est utilisé. $Lmail$ a été fixé à 20 mm, FKN à 200 N, $Fres$ à 1 N et μ à 0.6. L'ouverture 1 correspond à un déplacement des points haut gauche postérieur et bas gauche postérieur de 0 mm selon x, 0 mm selon y et à un déplacement des points haut droit postérieur et bas droit postérieur de 5 mm selon x, 65 mm selon y. L'ouverture 2 correspond à un déplacement des points haut gauche postérieur et bas gauche postérieur de 0 mm selon x, 20 mm selon y et à un déplacement

des points haut droit postérieur et bas droit postérieur de -20 mm selon x, 120 mm selon y. L'ouverture 1 correspond à un état où une pénétration résiduelle importante existe entre le tronc et le corset après la phase d'ouverture (ouverture trop faible). L'ouverture 2 correspond à un état où un fossé important existe entre le tronc et le corset après la phase d'ouverture (ouverture trop grande).

Tableau 4-6 : Comparaison des résultats pour deux ouvertures différentes

Forces générées et Évolution des paramètres géométriques	Ouverture 1	Ouverture 2
Force thoracique gauche (N)	88,1	84,1
Force thoracique droite (N)	149	145,6
Force lombaire gauche (N)	0	0
Force lombaire droite (N)	44,8	43,4
Force abdominale (N)	52,7	50,7
Force pelvienne gauche (N)	99,2	101,5
Force pelvienne droite (N)	126	127,9
Force sternale (N)	49,6	48,2
Évolution du déjettement (mm)	14,3	14,1
Déviations frontale maximale (mm)	-14,1	-13,6
Déviations thoracique sagittale maximale (mm)	5,8	5,4
Déviations lombaire sagittale maximale (mm)	0,9	0,7
Gibbosité maximale (°)	-2	-2,3
Rotation axiale maximale (°)	-5,6	-5,2
Pente sacrée (°)	1,1	0,8

Selon le *Tableau 4-6*, l'influence de la phase d'ouverture du corset sur les résultats finaux de la simulation est donc faible mais non négligeable (écart maximal de 4 N pour les forces et de 0.6 mm pour l'évolution de la déviation frontale maximale par exemple).

L'effet de différentes conditions limites sur les résultats des simulations a enfin été évalué. La *Figure 4-20* montre la position des corps vertébraux dans les plans frontaux et sagittaux, la gibbosité des côtes et la rotation axiale des vertèbres pour la géométrie initiale du patient-test et pour la géométrie déformée obtenue après des simulations correspondant à différentes conditions limites. Sur cette figure, Clt1 = 1 correspond à la condition limite sur T1 décrite dans la section 4.3.2. Clcor = 1 correspond à la condition limite sur le corset décrite dans la section 4.3.2. Ces conditions ont été utilisées pour

tous les résultats décrits précédemment. Clt1 = 2 signifie que tous les degrés de liberté de T1 ont été laissés libres. Clcor = 2 signifie que les points bas gauche antérieur et haut droit antérieur du corset ont été bloqués durant la phase de fermeture élastique.

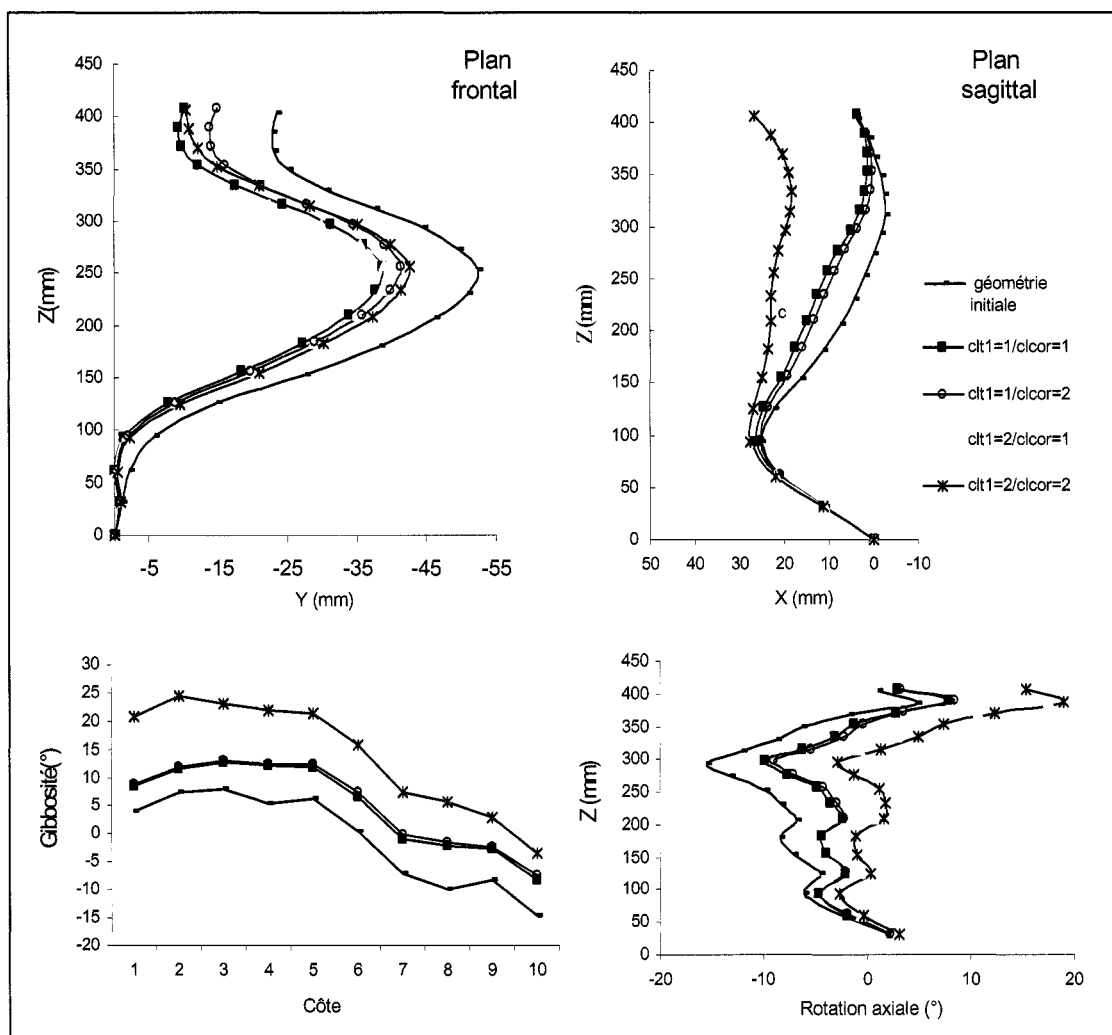


Figure 4-20 : Influence des conditions limites sur le résultat des simulations

La Figure 4-20 confirme que les conditions limites ont une influence significative sur le résultat des simulations. La condition clt1 = 2 (T1 complètement libre) entraîne des mouvements rigides importants du rachis (en terme de translation et de rotation axiale)

et de la cage thoracique (en terme de gibbosité). Ces mouvements rigides entraînent un fort déséquilibre global du tronc par rapport à l'axe sacral vertical.

Concernant les 2 conditions limites testées sur le corset, la différence maximale obtenue pour la rotation axiale est de 0.9° pour $clt1=1$ et de 2° pour $clt1=2$. Pour la gibbosité, elle est de 0.8° pour $clt1=1$ et de 1.9° pour $clt1=2$. L'interaction entre les deux conditions limites (celle sur T1 et celle sur le corset) est donc faible. L'influence de la condition limite sur le corset est également faible.

Au niveau de la position des corps vertébraux dans les plans frontaux et sagittaux, on voit immédiatement sur la *Figure 4-20* qu'on a cette fois une forte interaction entre la condition limite sur T1 et la condition limite sur le corset. Dans le plan sagittal, la différence maximale obtenue entre les deux conditions limites sur le corset est de 1.6 mm pour $clt1=1$ et de 13.3 mm pour $clt1=2$. Dans le plan frontal, la différence maximale obtenue est de 4.7 mm pour $clt1=1$ et de 8.6 mm pour $clt1=2$. Pour $clt1 = 1$, l'influence de la condition limite sur le corset reste donc modérée tandis qu'elle est plus importante pour $clt1 = 2$.

Enfin, on remarque qu'un couplage existe entre les mouvements du rachis dans les plans frontaux et sagittaux. Bloquer T1 dans le plan sagittal modifie les résultats dans le plan frontal. Ainsi pour $clcor = 1$, la différence maximale de position des corps vertébraux entre $clt1 = 1$ et $clt1 = 2$ est de 8.35 mm dans le plan frontal.

4.3.4.2 Discussion

Le calcul de l'influence des paramètres de simulation sur les résultats a été effectué grâce à un plan d'expérience complet mixte à 2 et 3 modalités (Box-Behnken). Ce plan permet d'évaluer les effets quadratiques et linéaires (effets principaux et interactions), contrairement à un plan à deux modalités (Box, Hunter & Hunter) qui ne permet d'évaluer que les effets linéaires. Il aurait cependant été intéressant de définir une troisième modalité pour le facteur 'corset' et obtenir ainsi un plan complet où tous les facteurs présentent 3 modalités. Des raisons de temps de calcul nous en ont empêché.

L'influence des paramètres de simulation sur les résultats n'a été présentée que pour deux fonctions : la force thoracique droite et le déjettement. Pour les autres variables, les résultats sont cependant qualitativement équivalents. Ces deux variables ont été choisies car leurs résultats étaient représentatifs de l'ensemble des résultats. De plus, ces variables se sont avérées être les plus sensibles aux paramètres de simulation.

L'influence du paramètre *Fres* sur la plage de modalités choisie (0.5 N, 2 N) est négligeable par rapport aux effets des autres paramètres (*Figures 4-13 et 4-15*). Notons que la valeur par défaut fournie par le logiciel Ansys pour *Fres* est de 0.01 N et que cette valeur rend les simulations divergentes. Cela est logique : le critère de convergence *Fres* doit être adapté à l'échelle des forces présentes dans le modèle. Une précision de 1 N est tout à fait acceptable dans notre cas. Nous avons ici vérifié que la modification de ce paramètre n'affectait pas le résultat des simulations.

Les études de convergence réalisées pour *FKN* et *Lmail* (*Figures 4-18, 4-19*) ont été menées en fonction de l'analyse des effets principaux et d'interaction des différents facteurs. Ainsi, les études de convergence menées pour *Fkn* et *Lmail* ont été menées indépendamment l'une de l'autre car l'effet d'interaction entre *FKN* et *Lmail* est apparu négligeable devant les effets principaux (*Figures 4-13 et 4-15*). Toutefois, l'effet d'interaction entre le type de corset et les variables *FKN* et *Lmail* étant relativement important (*Figures 4-13 et 4-15*), l'étude de convergence selon *Fkn* et *Lmail* a été menée pour les deux corsets. De même, pour la force thoracique droite exercée par le corset 2, la *Figure 4-16* révèle la présence d'une interaction relativement forte entre l'effet linéaire de la friction et l'effet linéaire de *Fkn*. L'étude de convergence selon *Fkn* a donc été menée pour les deux valeurs extrêmes du coefficient de friction ($\mu = 0.4$ et $\mu = 0.8$). Par contre, aucune interaction significative entre *Lmail* et la friction μ n'ayant été détectée, l'étude de convergence selon *Lmail* n'a été effectuée que pour la valeur moyenne de μ ($\mu = 0.6$).

Notons de plus que, pour le corset 1, les simulations devenaient divergentes quand F_{kn} était inférieur à 50 N ou supérieur à 500 N. Pour le corset 2, les simulations devenaient divergentes quand F_{kn} était inférieur à 25 N ou supérieur à 1000 N. Cela explique que les plages utilisées pour les études de convergence selon F_{kn} étaient différentes selon le corset utilisé. De plus, pour L_{mail} inférieur à 5mm, le nombre d'éléments devenait supérieur à la limite supportée par la version d'Ansys utilisée.

Les *Figures 4-13* et *4-15* ont montré que les effets des paramètres de simulation étaient faibles devant les effets liés au type de corset utilisé (corset 1 ou corset 2). Le modèle peut donc permettre de comparer l'efficacité de ces deux corsets, et plus généralement, de deux corsets suffisamment différents. L'étude de convergence menée pour les paramètres F_{KN} et L_{mail} permet d'améliorer encore davantage ce pouvoir discriminant. Il serait toutefois intéressant de quantifier plus exactement ce pouvoir discriminant, de savoir à partir de quelle différence entre deux corsets les effets des paramètres de simulation deviennent faibles par rapport aux paramètres de conception.

L'influence de la phase d'ouverture du corset sur les résultats finaux de la simulation est faible mais non négligeable (*Tableau 4-6*). Pour obtenir la meilleure précision possible, il est donc nécessaire qu'après la phase d'ouverture, le corset soit proche du patient tout en évitant des pénétrations trop importantes. On se rapproche ainsi de l'état d'équilibre qui sera obtenu après la première phase de fermeture. Toutefois, deux limitations du modèle doivent être soulignées ici. Les déplacements imposés lors de la phase d'ouverture ne sont pas calculés automatiquement mais sont fixés a priori par l'utilisateur. Comme on le voit avec les déplacements correspondant aux ouvertures 1 et 2 du *Tableau 4-6*, la plage des possibilités est cependant grande, ce qui facilite le travail de l'utilisateur. De plus, lors de la première phase de fermeture le chargement appliqué est une précontrainte (on réinjecte les contraintes présentes dans le corset à la fin de la phase d'ouverture). Or le logiciel Ansys ne permet pas de diviser le chargement en sous-chargevements lorsqu'on applique une précontrainte (contrairement à l'application d'une force ou d'un

déplacement). La convergence est donc plus difficile, l'état initial doit être le plus proche possible de l'état final, les simulations de contact avec friction deviennent moins précises. L'introduction de la friction rend en effet le système non conservatif (perte d'énergie) et l'état final n'est alors plus seulement fonction de l'état initial mais dépend aussi du chemin suivi. Ne pas pouvoir diviser le chargement en sous-chargevements empêche de suivre très précisément ce chemin, ce qui entraîne des erreurs dans l'état final. Ceci peut expliquer que lors de la première phase de fermeture, l'introduction de la friction crée des problèmes de convergence et entraîne une grande variabilité des résultats en fonction des déplacements imposés lors de la phase d'ouverture. Notons que ces limitations s'appliquent aussi lors de la seconde phase de fermeture où le chargement est également une précontrainte (appliqué aux éléments câbles des courroies). Toutefois, l'état initial étant plus proche de l'état final que lors de la première phase de fermeture, ces limitations ont moins de conséquences. Une solution devra être malgré tout trouvée afin de diviser les chargevements en sous-chargevements lors des deux phases de fermeture.

La *Figure 4-20* a montré que la condition aux limites $clt1 = 2$ (T1 complètement libre) entraîne des mouvements rigides importants du rachis et de la cage thoracique. Ces mouvements rigides entraînent un fort déséquilibre global du tronc par rapport à l'axe sacral vertical. Cela est indésirable. La présence d'une modélisation des muscles aurait probablement permis de contrebalancer cette tendance. En son absence, il nous semble préférable d'adopter la condition $clt1 = 1$ par la suite.

Notons de plus que la condition $clcor = 2$ correspond à un placement du corset plus contraignant que $clcor = 1$ (phase de fermeture élastique) : en plus d'empêcher la translation rigide du corset, on bloque la rotation suivant l'axe y. La condition $clcor = 1$ nous semble donc préférable et sera adoptée par la suite.

CHAPITRE 5 : OPTIMISATION DE LA CONCEPTION DE CORSETS, ÉTUDE PRÉLIMINAIRE

5.1 Méthodologie

Une étude de sensibilité a été menée sur le corset 3 illustré sur la *Figure 5-1*. Ce corset suit les principes de conception du corset de Boston (Emans, 2003). Il est symétrique dans le plan frontal. La lordose lombaire a été réduite dans le plan sagittal. Aucune dérotation n'a été effectuée. Des ouvertures ont été créées au niveau du pelvis antérieur, de la région thoracolombaire gauche et de la région thoracique droite. Un coussinet a été placé sur la région thoracolombaire droite.

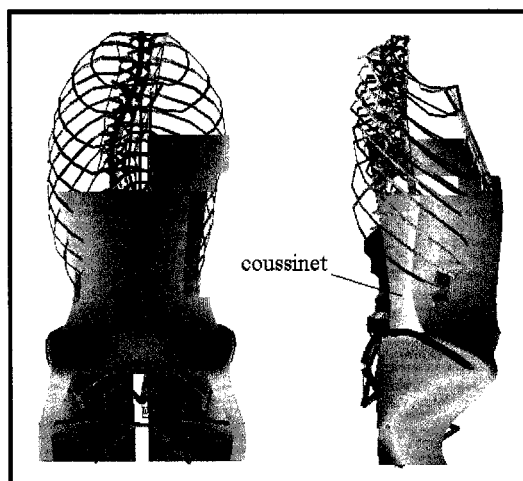


Figure 5-1 : Corset 3 (inspiré du corset de Boston)

Les facteurs étudiés sont le module d'Young de la coque rigide (*Ecoque*), le module d'Young des coussinets (*Ecoussinet*), la taille du corset (*Taille*), le coefficient de friction (μ) et la tension des courroies (*Tension*). Un plan d'expérience complet mixte à deux et trois modalités a été utilisé. L'objectif est d'évaluer l'influence de ces paramètres sur l'effet immédiat du corset.

3 valeurs de précontraintes correspondant aux tensions de courroies 20, 40 et 60 N ont été testées. Deux tailles de corset sont étudiées. La taille 1 correspond aux dimensions par défaut définies dans la section 3.2.1.2, la taille 2 correspond à un facteur d'élargissement de 1.05 pour les paramètres l et h (section 3.2.1.2). Les deux modalités de *Ecoque* sont 1000 et 2000 Mpa, celles de *Ecoussinet* sont 10 et 20 Mpa et celles du coefficient de friction μ sont 0.4 et 0.8. 48 simulations ont donc été effectuées au total.

5.2 Résultats

La Figure 5-2 montre les effets des différents paramètres sur la force thoracique droite exercée par le corset. Sur ce diagramme, La ligne verticale ' $p = 0.05$ ' indique quels sont les facteurs significatifs ($p=0.05$) selon le test de l'ANOVA. La force moyenne globale est de 118.1 N.

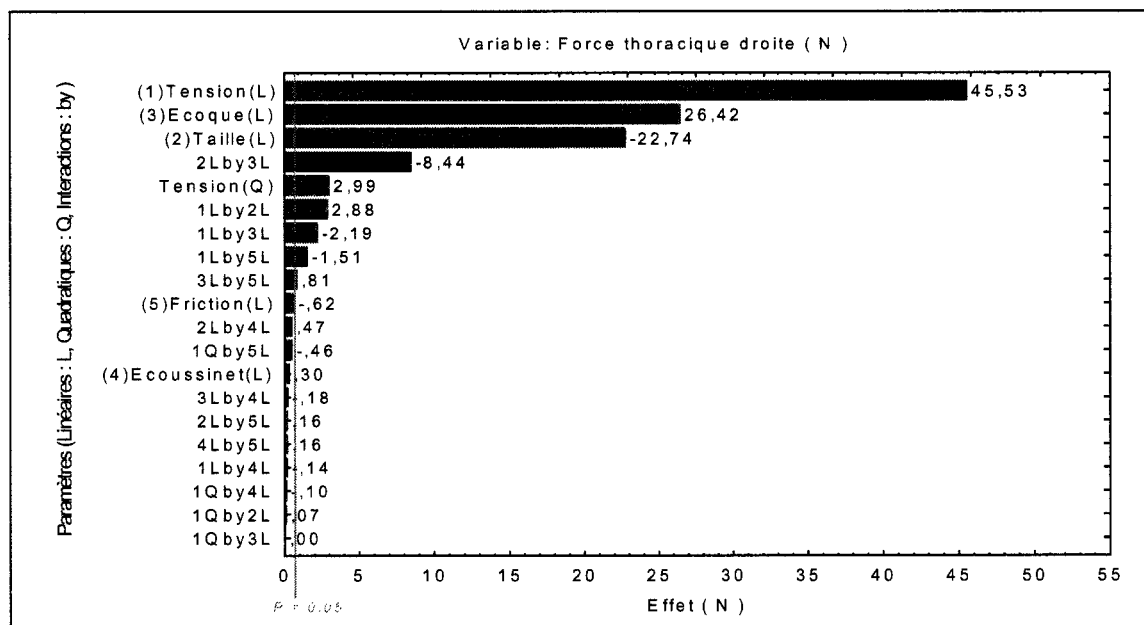


Figure 5-2 : Effets des paramètres sur la force thoracique droite
(Le facteur '1' est la tension de courroie, le facteur '2' est Taille, le facteur '3' est Ecoque, le facteur '4' est Ecoussinet et le facteur '5' est la friction μ . 'L' désigne un effet 'linéaire', Q un effet 'quadratique' et 'by' un effet d'interaction entre deux facteurs.)

Les effets des paramètres *Friction* et *Ecoussinet* sur la force thoracique droite sont négligeables par rapport aux effets des paramètres *Tension*, *Taille* et *Ecoque*. Ces 3 paramètres ont des effets principaux supérieurs à 20 N. La tension de courroie a l'effet le plus important. La seule interaction ayant un effet important est l'interaction entre *Ecoque* et *Taille*.

De façon plus détaillée, la *Figure 5-3* montre la modélisation surfacique de l'influence des paramètres *Ecoque* et *Taille* sur la force thoracique droite. La tension de courroie et *Ecoussinet* sont fixés respectivement à 40 N et 10 N. Le coefficient de friction est de 0.4. La *Figure 5-4* montre ensuite la modélisation surfacique de l'influence des paramètres *Tension* et *Friction* sur la force thoracique droite. *Ecoque* et *Taille* sont fixés respectivement à 1000 MPa et 1. *Ecoussinet* vaut 10 Mpa.

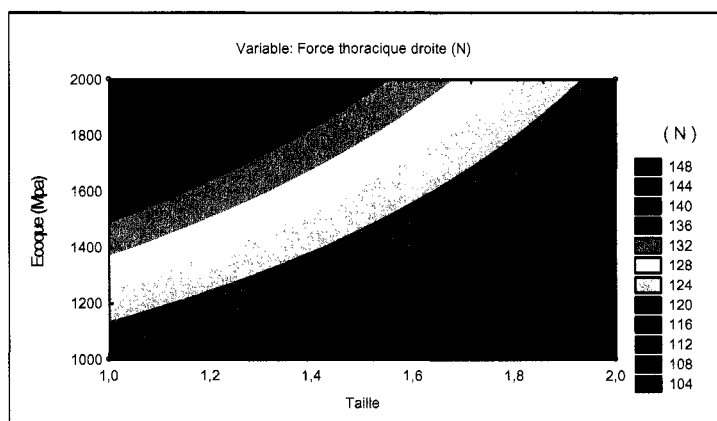


Figure 5-3 : Influence des paramètres *Ecoque* et *Taille* sur la force thoracique droite

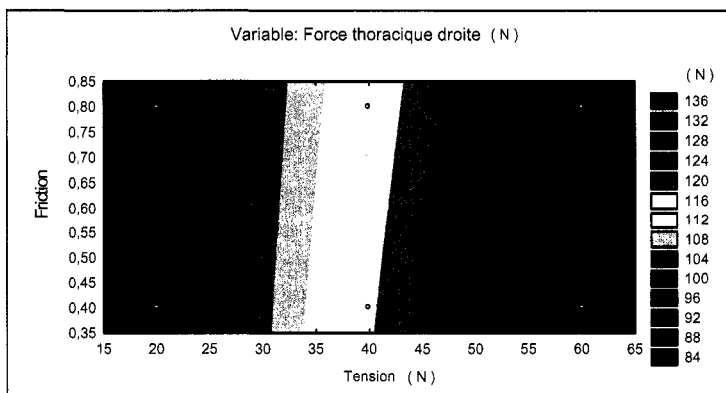


Figure 5-4 : Influence des paramètres *Tension* et *Friction* sur la force thoracique droite

Une diminution de la taille du corset ou une augmentation du module d'Young de la coque rigide entraîne une augmentation de la force thoracique droite (*Figure 5-3*). Ce résultat est logique intuitivement. Une augmentation de la tension de courroie entraîne une augmentation de la force thoracique droite (*Figure 5-4*).

La moyenne, les valeurs maximales et minimales des forces exercées sur les 8 régions du tronc en fonction des tensions des courroies thoraciques et pelviennes ont ensuite été calculées. Le *Tableau 5-1* offre alors une comparaison entre les valeurs obtenues lors des simulations et celles obtenues par Mac-Thiong (2004) sur une cohorte de 41 patients traités par corset de Boston. La *Figure 5-5* compare l'évolution de la force thoracique droite en fonction de la tension de courroie mesurée expérimentalement par Mac-Thiong et calculée par les simulations.

Tableau 5-1 : Forces exercées sur les différentes régions du tronc en fonction de la tension de courroie appliquée. Comparaison entre les valeurs obtenues par simulation et les forces mesurées expérimentalement (Mac-Thiong, 2004).

	Forces mesurées expérimentalement (N)			Forces obtenues après simulation (N)		
	Valeur moyenne (Valeur minimale - Valeur maximale)			Valeur moyenne (Valeur minimale - Valeur maximale)		
Tension de la courroie thoracique	23.8 (19.7 - 27.9)	42 (38.4 - 45.6)	59.8 (53.8 - 65.8)	21 (17.1 - 23.4)	42.9 (36.2 - 47.3)	61.4 (54.7 - 66.2)
Tension de la courroie pelvienne	21.2 (17.9 - 24.5)	39.2 (32.2 - 46.2)	59.1 (53.7 - 64.5)	18.8 (14.2 - 21.2)	46.5 (40.5 - 49.9)	64.8 (57.8 - 68.8)
Force thoracique gauche	7.4 (0 - 15.4)	18.8 (0 - 39)	47.2 (0 - 97.1)	30.2 (20.9 - 41.6)	47.5 (39.1 - 59.3)	61.7 (54.4 - 75.1)
Force thoracique droite	34.7 (0 - 72.1)	70.3 (0 - 144.4)	128.4 (0 - 261.2)	94.3 (70.5 - 127.8)	120.1 (97.6 - 148.9)	139.9 (121 - 167.6)
Force lombaire gauche	19.3 (0 - 39.1)	24.3 (0 - 48.2)	45.5 (0.8 - 90.2)	0 (0 - 0)	0 (0 - 0)	0 (0 - 0)
Force lombaire droite	13.3 (0 - 27.6)	20.5 (0 - 41.7)	32.5 (0.7 - 64.3)	10.8 (2.5 - 25.6)	12.9 (2.5 - 33.4)	14.4 (2.4 - 36.7)
Force abdominale	13.9 (0 - 28.9)	23.6 (0 - 48.5)	46.7 (0 - 94.2)	50.7 (29.6 - 73.8)	49.1 (29.3 - 72.4)	48.6 (29.3 - 72.1)
Force pelvienne gauche	11.4 (0.2 - 22.6)	19 (2.6 - 35.4)	57.2 (4.8 - 109.6)	25.6 (14.1 - 36.9)	58.8 (42.2 - 78.6)	84.3 (62.7 - 107.1)
Force pelvienne droite	7.2 (0.1 - 14.3)	24.1 (1.6 - 46.6)	60.9 (2.5 - 119.3)	76.8 (55.6 - 94.5)	108.3 (88.7 - 128.9)	134 (117 - 156.8)
Force sternale	0.2 (0 - 0.4)	7.4 (0 - 15.4)	27.6 (0 - 56.6)	31.5 (12.1 - 55.3)	39.6 (17.6 - 65.2)	46.9 (23.6 - 73.6)

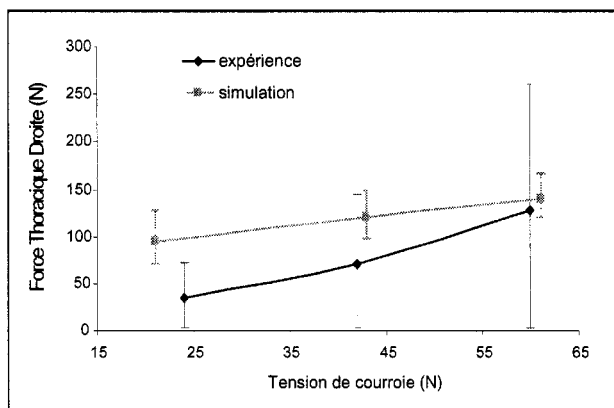


Figure 5-5 : Évolution de la force thoracique droite en fonction de la tension de courroies

On voit dans le *Tableau 5-1* et la *Figure 5-5* qu'une augmentation de la tension de courroie entraîne une augmentation des forces thoraciques et pelviennes exercées par le corset. La force abdominale reste par contre constante. L'augmentation des forces sternales et lombaires est modérée.

On voit également que l'augmentation des forces en fonction de la tension de courroie est plus forte pour les valeurs mesurées expérimentalement que pour les valeurs calculées par simulation (*Tableau 5-1* et *Figure 5-5*). On voit aussi que pour une tension de courroie de 20 N, les forces exercées par le corset lors des simulations sont globalement supérieures aux forces mesurées expérimentalement mais que, du fait de la remarque précédente, ces forces rentrent progressivement dans l'intervalle expérimental quand on augmente la tension de courroie. On observe toutefois que les forces pelviennes, notamment la force pelvienne droite, restent supérieures aux forces mesurées expérimentalement, même pour une tension de courroie de 60 N.

La *Figure 5-6* montre ensuite les effets des différents paramètres sur l'évolution de la déviation frontale moyenne (section 3.3.3). Celle-ci est exprimée en pourcentage selon la formule :

$$\text{Évolution (\%)} = \frac{(\text{Déviation frontale moyenne finale} - \text{Déviation frontale moyenne initiale})}{\text{Déviation frontale moyenne initiale}}$$

La moyenne globale est de (- 49.2 %).

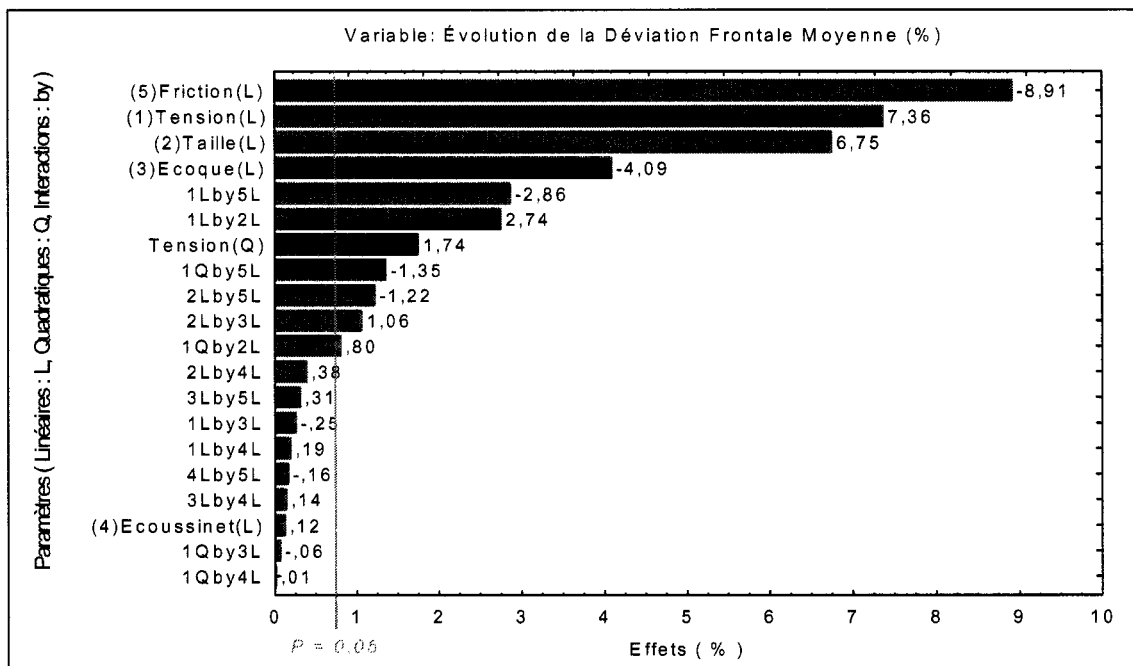


Figure 5-6 : Effets des paramètres sur l'évolution de la déviation frontale moyenne
(Le facteur '1' est la tension de courroie, le facteur '2' est Taille, le facteur 3 est Ecoque, le facteur '4' est Ecoussinnet et le facteur '5' est la friction μ . 'L' désigne un effet 'linéaire', Q un effet 'quadratique' et 'by' un effet d'interaction entre deux facteurs.)

L'effet du paramètre *Ecoussinet* sur l'évolution de la déviation frontale moyenne est négligeable par rapport aux effets des paramètres *Tension*, *Taille*, *Ecoque* et *Friction*. Les effets d'interaction *Tension-Taille* et *Tension-Friction* apparaissent également relativement importants.

De façon plus détaillée, la Figure 5-7 montre la modélisation surfacique de l'influence des paramètres *Ecoque* et *Taille* sur l'évolution de la déviation frontale moyenne. La tension de courroie et *Ecoussinet* sont fixés respectivement à 40 N et 10 N. Le coefficient de friction est 0.4. La Figure 5-8 montre ensuite la modélisation surfacique de l'influence des paramètres *Tension* et *Friction* sur l'évolution de la déviation frontale moyenne. *Ecoque* et *Taille* sont fixés respectivement à 1000 MPa et 1. *Ecoussinet* vaut 10 MPa.

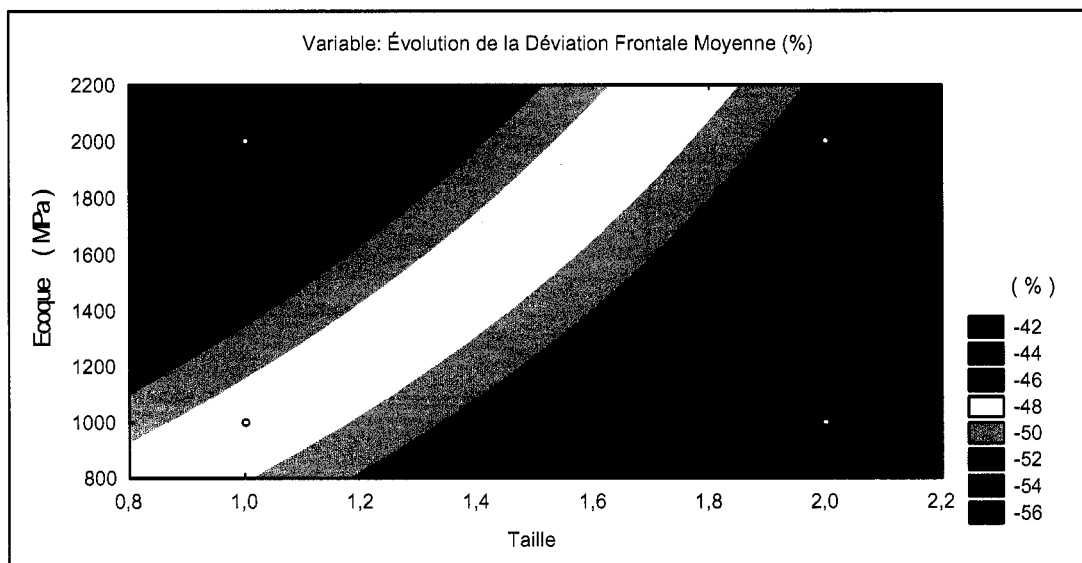


Figure 5-7 : Influence des paramètres Ecoque et Taille sur l'évolution de la déviation frontale moyenne

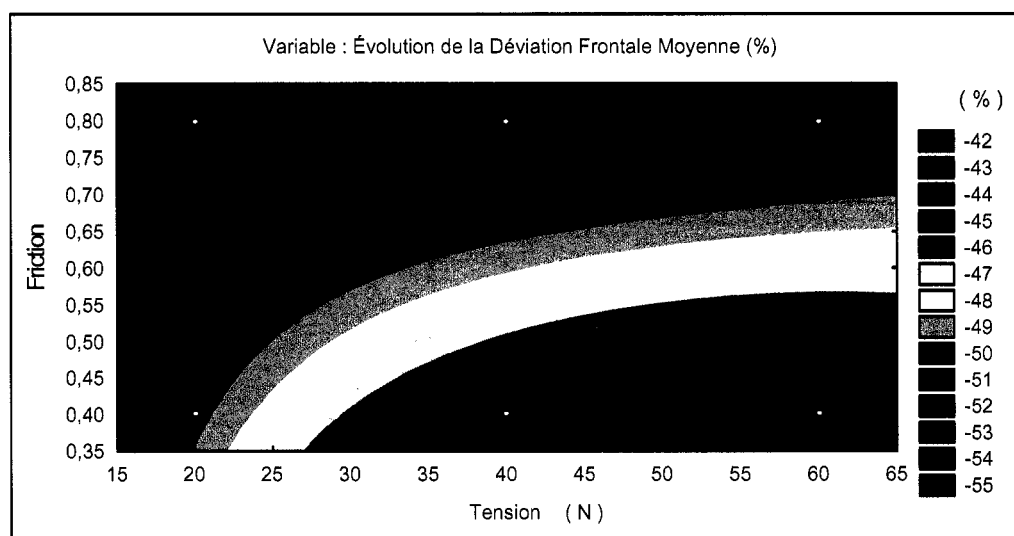


Figure 5-8 : Influence des paramètres Tension et Friction sur la déviation frontale moyenne

Quand on diminue la taille du corset ou qu'on augmente la rigidité de sa coque rigide, la diminution de la déviation frontale moyenne est plus importante (Figure 5-7). La Figure 5-8 montre que l'augmentation de la tension de courroie entraîne quant à elle une moindre diminution de la déviation frontale moyenne. De plus, la Figure 5-6 indique que quand on

diminue la taille du corset ou qu'on augmente la friction cet effet de la tension de courroie est moins important (effet d'interaction).

La *Figure 5-9* montre ensuite la position des corps vertébraux du rachis (plan frontal et plan sagittal), la gibbosité des côtes et la rotation axiale des vertèbres pour la géométrie initiale du patient et pour la géométrie déformée obtenue après deux simulations. Pour la simulation 1 ('simu 1'), le coefficient de friction est de 0.4, *Ecoque* vaut 1000 MPa, *Ecoussinet* vaut 10 MPa, la taille adoptée est la taille 2, la tension de courroie est de 60 N. Pour la simulation 2 ('simu 2'), le coefficient de friction est de 0.8, *Ecoque* vaut 2000 MPa, *Ecoussinet* vaut 10 MPa, la taille adoptée est la taille 1, la tension de courroie est de 20 N. Le corset utilisé pour la simulation 1 est celui qui produit la plus petite diminution de la déviation frontale moyenne, le corset utilisé pour la simulation 2 est celui qui produit la plus grande diminution de la déviation frontale moyenne.

Enfin, le *Tableau 5-2* indique les évolutions minimales et maximales des principaux indices géométriques du rachis, de la cage thoracique et du bassin pour les 48 simulations effectuées.

On voit sur la *Figure 5-9* que les deux simulations effectuées produisent une diminution de la déviation frontale moyenne et une réduction de la cyphose thoracique (18° -> 9° pour 'simu 1', 18° -> 8° pour 'simu 2'). La lordose lombaire est inchangée. On a également une légère diminution de la rotation axiale (2.7° pour 'simu 1', 4.7° pour 'simu 2') et de la gibbosité maximale (1.7° pour 'simu 1', 2.6° pour 'simu 2'). Toutefois, cette diminution correspond principalement à une rotation 'en bloc' de la cage thoracique (les courbes de gibbosité sont parallèles) et non à une correction des déformations intrinsèques. La réduction des courbures frontales est faible (40° -> 32° pour 'simu 1', 40° -> 35° pour 'simu 2').

Ces constatations s'appliquent plus généralement aux 48 simulations effectuées (*Tableau 5-2*). Au niveau géométrique, les différents corsets testés produisent des déformations qualitativement identiques : ils réduisent la cyphose thoracique (-11° au maximum),

améliorent l'équilibre global du rachis dans le plan frontal (correction du déjettement de 25 mm au maximum) mais corrigent peu les courbures (-9° au maximum). Ils réduisent faiblement la rotation axiale et la gibbosité (-6° et -4° au maximum).

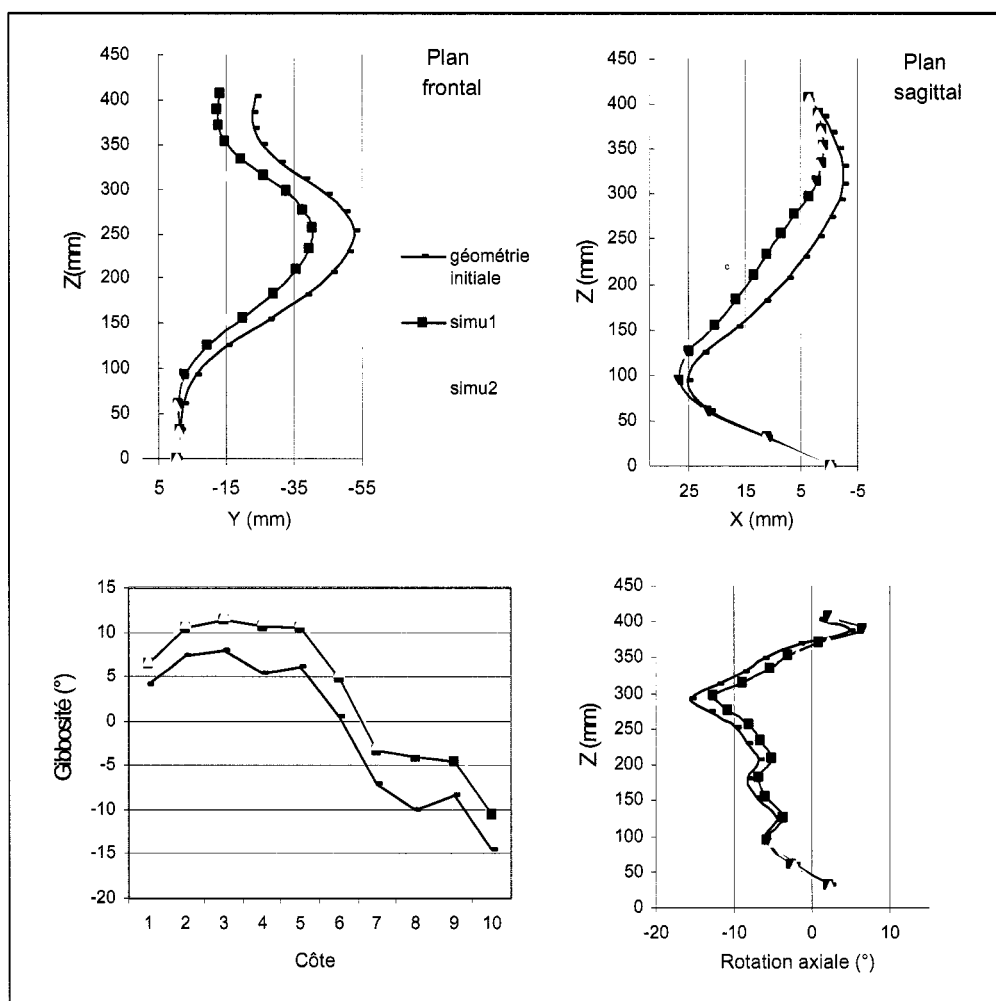


Figure 5-9 : Effet immédiat simulé de deux corsets différents sur la géométrie du rachis, la gibbosité des côtes et la rotation axiale des vertèbres.

Tableau 5-2 : Évolutions minimales et maximales des paramètres géométriques pour les 48 simulations effectuées

	Évolution minimale	Évolution maximale	Écart maximal
Déjettement	8.9 mm	24.8 mm	15.9 mm
Déviati on frontale maximale	-12.2 mm	-21.2 mm	10 mm
Déviati on frontale moyenne	-10.1 mm	-17.5 mm	7.4 mm
Angle de Cobb	4°	9°	5°
Déviati on thoracique sagittale maximale	4.6 mm	6.2 mm	1.6 mm
Déviati on lombaire sagittale maximale	0.8 mm	3.3 mm	2.5 mm
Cyphose thoracique	-8°	-11°	3°
Gibbosité maximale	-1.6°	-3.7°	2.1 °
Rotati on axiale maximale	-2°	-5.9°	3.9 °
Pente sacrée	0.5°	3.4°	2.9 °

5.3 Discussion

Le plan d'expérience utilisé pour calculer les effets des paramètres étant complet, tous les effets d'interaction ont pu être calculés. Toutefois le seul paramètre présentant 3 modalités est le paramètre tension de courroies. C'est donc le seul dont on peut calculer les effets quadratiques.

Les résultats au niveau des forces ont été présentés pour la seule force thoracique droite. Pour les autres régions du tronc ils sont cependant qualitativement identiques. Au niveau géométrique, les résultats ont été présentés pour l'évolution de la déviation frontale moyenne : c'est en effet dans le plan frontal que les effets des paramètres sont les plus importants. De plus, certains résultats particulièrement évidents sur cette variable nous semblent intéressants à noter.

On a vu dans le *Tableau 5-1* et la *Figure 5-5* qu'une augmentation de la tension de courroie entraîne une augmentation des forces thoraciques et pelviennes exercées par le corset. La force abdominale reste par contre constante. L'augmentation des forces sternales et lombaires est modérée. Cela est globalement en accord avec les résultats expérimentaux

trouvés par Mac-Thiong (2004) (*Tableau 5-1*). Il avait constaté dans son étude que les forces exercées par le corset avaient tendance à augmenter avec la tension de courroie mais que cette augmentation n'était pas significative pour les forces abdominales et lombaires. Elle l'était cependant pour la force sternale. Remarquons aussi que le corset utilisé pour les simulations ne produit pas de force lombaire gauche, contrairement aux corsets testés par Mac-Thiong. La géométrie du modèle de l'abdomen au niveau de la transition avec le bassin (discutée dans la section 4.1.3) pourrait expliquer cela. Il est possible aussi que le découpage effectué au niveau lombaire gauche soit trop grand.

On a également vu que pour une tension de courroie de 20 N, les forces exercées par le corset lors des simulations sont globalement supérieures aux forces mesurées expérimentalement mais que ces forces rentrent progressivement dans l'intervalle expérimental quand on augmente la tension de courroie (*Tableau 5-1* et *Figure 5-5*). Or, nous avons remarqué que pendant la phase de fermeture élastique du corset, les forces générées lors de la simulation étaient déjà supérieures aux forces mesurées expérimentalement pour une tension de courroie de 20 N. L'absence de friction (absence de dissipation d'énergie), l'absence de tissus mous et la condition aux limites imposée au corset pourraient en partie expliquer ce phénomène. Pour le corset utilisé lors de la simulation 1 sur la *Figure 5-9*, on a d'ailleurs mesuré des forces de réaction de 80 N selon x et 70 N selon y au niveau du point bas droit antérieur (bloqué pendant la phase de fermeture élastique pour empêcher les mouvements rigides). Cela suggère que le corset est peut être trop contraint durant la phase de fermeture élastique.

De plus, on a constaté que même pour une tension de courroie de 60 N, les forces pelviennes restent supérieures aux forces mesurées expérimentalement. Les conditions aux limites imposées au bassin, qui ne permettent que la rotation suivant l'axe sagittal, pourraient expliquer cela.

Il faut noter que la géométrie de corsets utilisée ici ne représente pas des corsets de Boston réels. Elle en est seulement inspirée. La comparaison effectuée entre les forces

générées lors des simulations et les forces mesurées expérimentalement doit donc être prudente. Il est toutefois intéressant de remarquer qu'en terme d'échelle de valeur et de tendance générale, la simulation est relativement proche de la réalité.

On a vu que quand on diminue la taille du corset ou qu'on augmente la rigidité de sa coque rigide, la diminution de la déviation frontale moyenne est plus importante (*Figure 5-7*). On pourrait penser qu'il y a une corrélation avec l'augmentation des forces exercées sur le tronc. Toutefois, la *Figure 5-8* montre que l'augmentation de la tension de courroie (et donc des forces) entraîne quant à elle une moindre diminution de la déviation frontale moyenne. De plus, la *Figure 5-6* indique que quand on diminue la taille du corset ou qu'on augmente la friction cet effet de la tension de courroie est moins important (effet d'interaction). On peut alors avancer l'hypothèse que c'est la stabilisation du corset sur le patient plus que l'augmentation des forces exercées qui conditionne une bonne correction de l'équilibre du rachis dans le plan frontal. L'augmentation de la tension de courroie entraînerait une modification du positionnement du corset sur le patient, ce qui aboutirait à une moins bonne correction. La diminution de la taille du corset et l'augmentation de la friction permettraient au corset d'être plus stable sur le patient (ce qui est logique intuitivement) et réduirait la portée de ce phénomène.

Si l'on considère seulement la correction de l'équilibre global du rachis dans le plan frontal, le corset le plus performant parmi les 48 simulations effectuées est le corset utilisé pour la simulation 2 (*Taille = 1, Ecoque = 2000 MPa, Tension = 20 N*). Il génère toutefois une correction des courbures frontales moins forte que celle générée par le corset de la simulation 1. De plus, si l'on regarde la correction de la rotation axiale maximale, les valeurs optimales deviennent : *Taille = 1, Ecoque = 2000 MPa, Tension = 60 N*. On a alors corrélation entre les forces appliquées et la correction géométrique. De même, le diagramme de Pareto des effets sur la cyphose thoracique montre que le

paramètre le plus influent est *Ecoque* et que plus on augmente *Ecoque*, plus la cyphose diminue.

Ainsi, le corset utilisé pour la simulation 2, s'il est le plus performant pour corriger l'équilibre du rachis dans le plan frontal, n'est pas optimal en terme de correction de la rotation axiale et des courbures frontales. De plus, il produit une réduction de la cyphose thoracique plus forte que les corsets moins rigides ($Ecoque = 1000 \text{ MPa}$), ce qui est un effet indésirable. On voit donc que le problème d'optimisation est complexe. Les différentes fonctions objectifs sont contradictoires. Des outils adaptés devront être utilisés pour le résoudre de façon rigoureuse.

Labelle (1996) a trouvé que le corset de Boston produisait une diminution significative de la cyphose thoracique mais que la diminution de la rotation axiale et de la gibbosité n'était pas significative. Nous observons les mêmes tendances dans les résultats trouvés ici (*Figure 5-9, Tableau 5-2*). Par contre il trouvait une réduction significative des courbures frontales et de la lordose lombaire mais une réduction non significative du déjettement. Cela ne correspond pas aux résultats trouvés ici. L'absence d'une modélisation des muscles pourrait en partie expliquer ces différences. La correction active pourrait éventuellement permettre d'augmenter la réduction des courbures frontales. De plus, le système musculaire tendrait à maintenir T1 à sa position initiale (introduction d'une rigidité au niveau des translations de T1) ce qui réduirait la correction du déjettement. Il est cependant étonnant que malgré la forme hypolordotique des corsets utilisés pour les simulations, aucune réduction significative de la lordose n'ait été trouvée. Des forces abdominales relativement importantes sont pourtant présentes (50 N) et on a vu dans la section 5.3 que le modèle du tronc était sensible à de telles forces. L'observation détaillée de la répartition des forces montre que les forces exercées au niveau du pelvis équilibrent les forces abdominales. L'action du corset sur le bassin empêche sa rotation suivant l'axe y sagittal et donc la réduction de la lordose lombaire. Pour obtenir cette réduction, il faudrait donc modifier la géométrie du corset.

Selon Mac-Thiong (2004), l'une des limites de son étude était qu'il avait observé l'influence de la tension de courroie sur les forces exercées par le corset mais pas l'influence de la tension de courroie sur la correction des déformations scoliotiques. Cette limite provenait de raisons éthiques (impossibilité d'exposer les patients aux radiations des radiographies pour chaque tension de courroie). La simulation développée dans ce projet permet de s'affranchir de ce problème. De plus les résultats trouvés au niveau de la déviation frontale moyenne confirment les limites de l'étude de Mac-Thiong. On a vu que l'augmentation des forces exercées sur le tronc ne produit pas nécessairement une meilleure correction des déformations scoliotiques.

CHAPITRE 6 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

6.1 Modélisation du tronc humain

Le modèle du tronc humain utilisé dans ce projet est un modèle complexe, détaillé et personnalisé. Il est non-linéaire et intègre les différentes composantes anatomiques du rachis et de la cage thoracique. Il présente encore cependant des limitations.

Ainsi, le modèle utilisé n'inclut pas les muscles. Le mécanisme de correction actif ne peut donc pas être représenté lors d'une simulation du traitement par corset. Marie Beauséjour (1999) a ajouté une modélisation des muscles du tronc à la modélisation du rachis, de la cage thoracique et du bassin. Cette modélisation pourrait être utilisée pour étudier la contribution des muscles lors du traitement par corset. Les résultats obtenus par simulation pourraient notamment être comparés aux résultats expérimentaux obtenus par Odermatt (2003). Les actions des mécanismes passifs et actifs pourraient être comparées afin de déterminer si l'un des deux est prépondérant par rapport à l'autre ou s'ils ont une importance équivalente.

La modélisation de l'appui trochantérique réalisée dans ce projet reste grossière. On a cherché à représenter qualitativement cet appui et non à créer une géométrie précise. De plus, la modélisation est purement géométrique. Aucune rigidité n'a été introduite au niveau de la liaison coxo-fémorale. Étant donné l'importance du bassin dans le traitement par corset, il serait intéressant de développer une modélisation plus fine de la liaison coxo-fémorale et du grand trochanter.

La géométrie du modèle de l'abdomen développé par Périé (2003) n'est pas personnalisée et présente un certain nombre de limites (discutées dans les sections 3.1.1 et 4.2.2). De plus, le maillage est construit de façon manuelle et non automatique. On ne peut donc pas régler la taille des éléments et réaliser des études de convergence. Enfin,

la liaison entre les éléments volumiques de l'abdomen et les éléments poutres du rachis n'assure un couplage qu'entre les degrés de liberté en translation. Or, les éléments poutres possèdent également des degrés de liberté en rotation. Des équations de contrainte devraient donc être rajoutées afin que les moments soient transmis correctement entre les éléments volumiques de l'abdomen et les éléments poutres du rachis. La Figure 6-1 montre ainsi le cas d'une liaison entre des éléments poutres et des éléments coques 2D. Les éléments poutres ont 3 degrés de liberté (U_x , U_y et ROT_z), les éléments coques ont deux degrés de liberté (U_x et U_y). Les déplacements UY_1 et UY_3 sont imposés aux éléments coques. On voit que le comportement de la poutre varie selon que des équations de contrainte aient été écrites ou non.

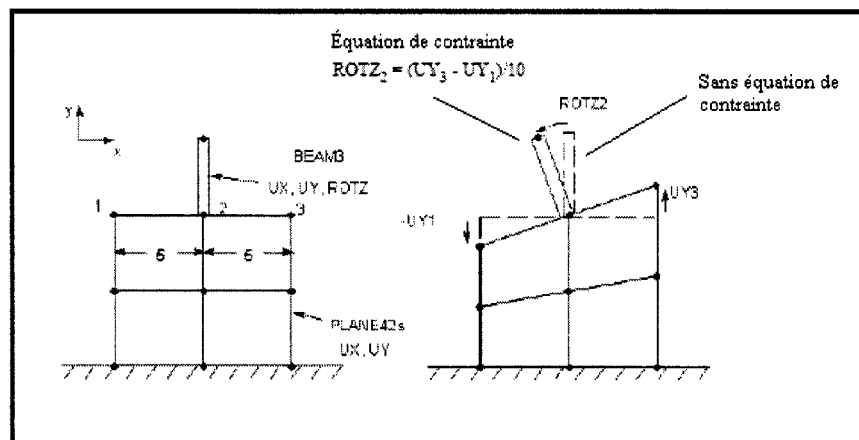


Figure 6-1 : Liaison entre des éléments poutres et des éléments coques (Ansys Theory Manual, 2004)

Ces diverses limitations peuvent expliquer les difficultés de convergence discutées dans la section 4.1.3. En conclusion, la modélisation géométrique et éléments finis de l'abdomen devra être raffinée afin d'obtenir un comportement plus réaliste et plus stable.

Pour ce projet, les tissus mous de la surface du tronc n'ont été modélisés qu'au niveau de l'abdomen. Périé et coll. (2004) ont toutefois introduit une modélisation des tissus mous de la cage thoracique. Celle-ci n'a pas été utilisée ici pour des raisons de temps de calcul et parce qu'elle présente les mêmes limitations que l'abdomen. Elle n'est pas personnalisée, le maillage est réalisé manuellement et non automatiquement. De plus,

elle ne prend en compte que la cage thoracique. Or il serait intéressant d'obtenir une modélisation personnalisée des tissus mous externes de l'ensemble du tronc (cage thoracique, abdomen et bassin). L'utilisation des travaux de Pazos, Cheriet et coll. (2002) sur la reconstruction surfacique du tronc des patients scoliotiques par imagerie non - invasive pourrait par exemple permettre de réaliser une telle modélisation.

Son introduction permettrait alors d'obtenir une géométrie externe du tronc plus précise et donc une géométrie du corset plus précise. Celle-ci se base en effet ici sur la géométrie des éléments poutres de la cage thoracique, du bassin et sur la géométrie des éléments volumiques de l'abdomen. On ne tient pas compte de l'épaisseur des éléments poutres et de la présence des tissus mous. Autrement dit, le corset serait trop petit pour le patient réel.

Cette modélisation permettrait également d'utiliser des éléments de contact surface-surface à la place des éléments de contact point-surface. Ces éléments sont plus stables (meilleure convergence) et offrent plus de possibilités au niveau du post-traitement de la simulation (calcul des aires des surfaces de contact, représentation graphique des pressions exercées par le corset sur le tronc du patient).

Chaque vertèbre et chaque disque intervertébral est représenté par un seul élément poutre dans le modèle utilisé dans ce projet. De plus, le modèle du tronc n'intègre pas pour l'instant les précontraintes présentes dans les divers éléments du fait de la gravité. L'utilisation d'un modèle plus raffiné des vertèbres et des disques intervertébraux (modèle multi-poutre comme celui utilisé par Villemure (2004) ou modèle volumique) permettrait de calculer la répartition des contraintes présentes dans ces éléments chez un sujet scoliotique et d'analyser l'effet d'un corset sur cette répartition des contraintes. On pourrait ainsi étudier comment un corset peut moduler la croissance des structures osseuses du tronc humain.

6.2 Modélisation du corset et processus de simulation

6.2.1 Modélisation

Notre objectif était de réaliser une modélisation détaillée et paramétrique du corset. Cet objectif est atteint. Les propriétés mécaniques de la coque rigide et des coussinets, leur épaisseur, le coefficient de friction de l'interface tronc-corset, les dimensions et le positionnement des courbes génératrices (en translation et rotation), la localisation des coussinets et des ouvertures, la position des courroies et la densité du maillage peuvent ainsi être modifiés à volonté. De plus, la modélisation est totalement automatisée. L'utilisateur doit seulement remplir les champs prédéterminés d'un fichier texte où il précise tous les paramètres de conception du corset.

Un élément n'a toutefois pas été modélisé : la couche de mousse de polyéthylène présente à l'intérieur de la coque rigide. Ceci a permis de réduire le temps de calcul. On a considéré qu'elle n'avait pas de fonction correctrice et que sa présence ne devrait pas modifier de façon significative les résultats obtenus au niveau de la géométrie.

Notre objectif était différent de celui de Lacroix (2003) qui cherchait à modéliser de façon personnalisée un corset particulier, le corset de Boston. On peut malgré tout établir une comparaison et dégager les progrès effectués.

Le modèle de Lacroix ne comportait pas de coussinets, d'ouvertures et de courroies mais intégrait la couche de mousse en polyéthylène. Il n'était pas paramétrique. Le maillage était réalisée manuellement et non automatiquement. La géométrie était personnalisée et représentait un corset réel. Elle comportait cependant des approximations car elle se basait sur la matrice de pression portée par le patient sous son corset. La géométrie du modèle développé dans ce projet ne représente pas la géométrie d'un corset réel. Elle en est seulement inspirée. Il serait toutefois intéressant de chercher à modéliser la géométrie d'un corset réel avec la méthodologie développée ici et d'évaluer la précision de cette modélisation. On pourrait par exemple obtenir les coordonnées 3D d'un certain nombre

de points sur le corset puis construire les courbes génératrices à partir de ces points et non plus à partir des nœuds du modèle éléments finis du tronc humain.

6.2.2 Processus de simulation

Le processus de simulation est lui aussi détaillé et paramétrique. Les étapes d'ouverture, de positionnement du corset sur le patient, de fermeture par l'énergie élastique emmagasinée lors de l'ouverture puis de fermeture par serrage des courroies correspondent à la réalité. Les paramètres de simulation (Rigidité de contact FKN , critère de convergence sur la force de déséquilibre $Fres$, etc...) peuvent être ajustés afin d'obtenir le meilleur compromis possible entre précision et temps de calcul (section 4.3). Le processus est automatisé. Toutefois, comme précisé dans la section 4.3.4.2, l'utilisateur doit préciser les déplacements imposés lors de l'ouverture. On devra essayer d'automatiser le calcul de ces déplacements dans l'avenir.

Dans la section 4.3, on a étudié en profondeur les effets des différents paramètres de simulation (Fkn , $Lmail$, $Fres$, la friction, les déplacements imposés lors de l'ouverture) et on a réglé ces paramètres afin de limiter la variabilité des résultats pour un corset donné tout en gardant un temps de calcul raisonnable. Au final, les effets de ces paramètres sont faibles devant les effets liés aux paramètres de conception du corset. Le modèle a donc un bon pouvoir discriminant. Il permet de comparer efficacement des corsets de conceptions différentes et est donc adapté à un processus d'optimisation.

La fréquence de convergence du modèle est bonne. Le nombre de simulations effectuées durant ce projet le démontre. Cependant, elle peut encore être améliorée. On a constaté qu'elle est principalement liée à la géométrie du corset (forme, position des coussinets et des ouvertures) et non aux paramètres de simulation (FKN , $Fres$, etc...). Ainsi pour le corset utilisé dans la section 5, la modification de la position des coussinets ou de la position selon z de la courbe génératrice 2 (située au niveau de l'apex thoracique) entraîne l'apparition de divergences. Plus précisément, c'est la présence de nombreuses

ouvertures qui constitue le facteur le plus limitatif en terme de convergence. C'est pour cette raison que les 2 corsets utilisés pour valider numériquement le modèle (section 4.3.4) ne présentaient des ouvertures qu'au niveau antérieur du pelvis.

Comme on l'a souligné dans la section 4.3.4.2, diviser les chargements de précontrainte en sous-chargeements permettrait probablement d'améliorer la fréquence de convergence. Une prochaine version d'Ansys le permettra éventuellement. L'utilisation d'éléments de contact surface-surface (via une modélisation des tissus mous du tronc) pourrait aussi être bénéfique.

Par rapport au processus de simulation développé par Lacroix (2003), des progrès ont été effectués. Lacroix utilisait des déplacements pour refermer le corset sur le patient. Elle imposait donc le positionnement final du corset. Dans ce projet, des forces sont imposées pour refermer le corset et la seule condition limite en déplacement imposée est le blocage du point bas gauche antérieur lors de la phase de fermeture élastique. C'est donc l'interaction avec le tronc du patient qui régit principalement le positionnement final du corset. Toutefois, comme souligné dans la section 5.3, le blocage du point bas gauche antérieur lors de la phase de fermeture élastique est peut-être encore trop contraignant. Les forces générées sur le tronc durant cette phase et les forces de réaction au niveau du point bloqué apparaissent trop élevées. Il faudra donc essayer d'améliorer encore cette condition limite.

De plus, à la fin de la phase de fermeture élastique, la géométrie est actualisée et l'on considère qu'elle correspond à un état d'équilibre. En effet, quand on commence à serrer les courroies, aucune précontrainte n'est présente dans le modèle. Ceci constitue une approximation. Le point bas gauche antérieur n'est plus bloqué durant la phase de fermeture des courroies et donc l'état initial n'est pas un état d'équilibre. Il aurait fallu réinjecter les précontraintes présentes dans le tronc et le corset à la fin de la phase de fermeture élastique pour rendre compte de ce phénomène. Les éléments utilisés actuellement dans le modèle du tronc ne le permettent pas. Ce problème devra être résolu afin d'améliorer le réalisme de la simulation.

Lacroix n'incluait pas le bassin dans l'interface tronc-corset. Or, ce sont les appuis iliaques et les appuis trochantériques qui assurent principalement la stabilisation du corset sur le patient. Ces éléments ont donc été rajoutés à l'interface de contact.

Le temps de calcul requis pour une simulation était de 26 heures pour le modèle de Lacroix. Le temps requis pour une simulation avec le modèle développé ici est de 30 minutes environ. Évidemment la réduction du temps de calcul est en grande partie liée à l'augmentation de la puissance des ordinateurs et à l'évolution du logiciel Ansys. Toutefois, le travail effectué sur les paramètres de simulation (notamment F_{res} et F_{kn}) a permis de le réduire encore davantage. Il reste toutefois relativement élevé, notamment dans le cadre d'un processus d'optimisation.

Enfin, les outils de post-traitement de la simulation développés sous Ansys facilitent le travail de l'utilisateur et permettent de gagner un temps considérable. Ils rendent de plus possible une optimisation totalement automatisée sous Ansys. Le calcul de la position des corps vertébraux, de la gibbosité et de la rotation axiale a été développé par Villemure (2004) et Carrier (2004). Le calcul des autres indices (indices géométriques du bassin et calcul automatiques des forces exercés par le corset sur 8 régions du tronc notamment) a été implémenté lors de ce projet. Il reste toutefois à développer sous Ansys une méthode permettant de calculer les angles de Cobb dans différents plans et l'orientation du plan de déformation maximale (plan où l'angle de Cobb est maximal).

6.3 Processus d'optimisation

L'étude d'optimisation effectuée dans la section 5 reste une étude préliminaire. Elle est en effet loin d'être exhaustive. Hormis la tension de courroies, les paramètres étudiés n'avaient que deux modalités. Il serait intéressant de tester au moins 3 modalités afin de prendre en compte d'éventuels effets quadratiques. De plus, beaucoup d'autres paramètres restent à étudier. L'étude de la géométrie du corset était limitée. Seule la

taille globale était testée. Il faudrait étudier l'influence de la position des courbes génératrices (en translation et rotation), faire varier de façon indépendante les tailles de ces courbes, tester différentes positions des coussinets et des ouvertures. Faire varier le nombre de courroie pourrait aussi être intéressant.

Un autre problème auquel on ne s'est pas intéressé ici est la gestion de différentes fonctions objectifs contradictoires. Le corset doit si possible réduire toutes les déformations scoliotiques tout en évitant les effets secondaires indésirables (on veut par exemple réduire la gibbosité sans réduire la cyphose thoracique). L'optimisation de sa conception est un problème multicritères, comme on l'a démontré section 5.3. Pour adresser ce problème, différentes solutions sont envisageables. On peut définir une fonction pondérée des différentes fonctions objectifs (Gignac, 2000; Carrier, 2003). On peut transformer certaines fonctions objectifs en fonctions de contrainte. Par exemple, on peut imposer à l'évolution de la cyphose thoracique d'être positive. Si un corset entraîne une réduction de la cyphose, il sera alors automatiquement défini comme 'non-réalisable' lors du processus d'optimisation. Mais la méthode la plus avancée serait d'étudier le front de Pareto des différentes fonctions objectifs (ensemble des points où deux fonctions objectifs ne peuvent pas augmenter simultanément).

Les fonctions objectifs pourraient toutefois ne pas être purement géométriques. L'effet du corset sur les contraintes présentes dans les structures anatomiques du rachis et de la cage thoracique pourrait être optimisé. Carrier (2004) a ainsi étudié l'influence des paramètres des chirurgies costales sur la croissance du rachis et de la cage thoracique chez des sujets scoliotiques. Une étude similaire pourrait être effectuée dans le cadre du traitement par corset.

Le temps de calcul relativement élevé des simulations constitue une autre limitation dans le cadre d'un processus d'optimisation. Carrier (2003) s'est attaquée à ce problème de façon très intéressante dans un cadre proche du nôtre : l'optimisation de chirurgies des

côtes grâce à un modèle éléments finis. Elle a utilisé un plan d'expérience adapté où la répartition des points d'évaluation de la fonction objectif est optimisée afin de limiter au maximum le nombre de ces points. À partir des valeurs de la fonction objectif obtenue en ces points, une fonction analytique qui approxime cette fonction objectif est construite (modèle quadratique, splines, krigeage) pour ensuite servir de base à un processus d'optimisation évolué. Cette méthode permet de trouver un optimum proche de l'optimum réel tout en effectuant un nombre limité de simulations. Elle pourrait être utilisée pour optimiser la conception de corsets.

Notons enfin que pour entreprendre efficacement un processus d'optimisation à grande échelle, il est nécessaire de posséder un modèle automatisé et stable d'un point de vue convergence. Il serait donc souhaitable de terminer l'automatisation de la phase d'ouverture du corset et d'améliorer la fréquence de convergence des simulations avant de commencer un tel processus. Toutefois, il nous semble que le modèle développé dans ce projet, après quelques améliorations, permettra une optimisation avancée de la conception des corsets. La section 5 illustre déjà les possibilités qu'il offre.

CONCLUSION

À partir d'un modèle éléments finis personnalisé du tronc humain comprenant le rachis, la cage thoracique, le bassin et l'abdomen, un modèle paramétrique personnalisé d'un corset a été créé.

La géométrie de ce corset numérique est basée sur 8 courbes génératrices. Ces courbes génératrices sont définies chacune par 10 paramètres morphométriques qui sont calculés sur la géométrie du patient. Une étude de validation de cette géométrie a été menée et a montré que la méthodologie développée permettait de définir un corset sur mesure pour le patient. La géométrie de ce corset virtuel ne serait toutefois pas adaptée pour définir un corset réel. L'absence des tissus mous externes du tronc et la représentation des côtes de la cage thoracique par des éléments poutres d'épaisseur nulle font en effet que le corset virtuel serait trop petit pour un patient réel.

À partir de cette géométrie, un modèle par éléments finis du corset a été créé. La coque rigide est représentée par des éléments coques, les coussinets par des éléments volumiques hexaédriques et les courroies sont représentées par des éléments câbles. L'interface avec le tronc humain est modélisée par des éléments de contact point-surface. Ce modèle est donc détaillé. Seul la couche de mousse située à l'intérieur de la coque rigide n'est pas modélisée.

La simulation de l'effet immédiat du corset sur un patient est alors effectuée en modélisant les étapes d'ouverture du corset, d'installation du corset sur le patient et de serrage des courroies. Une étude des paramètres régissant la précision de cette simulation a été menée. Les effets principaux de ces paramètres et les effets d'interaction entre ces paramètres ont été évalués grâce à un plan d'expérience. Les

études de convergence appropriées ont alors été menées. Une fois le plateau de convergence atteint, le temps de calcul est alors de 28 minutes CPU.

Une étude préliminaire d'optimisation a enfin été effectuée. L'objectif de cette étude était principalement de démontrer le potentiel du modèle dans ce domaine. Un corset a donc été modélisé en suivant les principes de conception du corset de Boston. Un seul patient a été utilisé. Un plan d'expériences a permis de calculer les effets de la taille, de la rigidité de la coque rigide, de la rigidité des coussinets, du coefficient de friction et de la tension de courroies sur la correction immédiate des déformations scoliotiques et sur les forces générées par le corset.

Il est apparu que l'effet de la rigidité des coussinets était faible devant les autres effets. Le paramètre ayant le plus d'influence sur les forces exercées par le corset est la tension de courroies. Globalement, les forces augmentent quand la tension de courroie augmente, ce qui est en accord avec les données expérimentales. Au niveau géométrique, les différents corsets testés produisent des déformations qualitativement identiques : ils réduisent la cyphose thoracique, améliorent l'équilibre global du rachis dans le plan frontal mais corrigent peu les courbures. Ils réduisent faiblement la rotation axiale et la gibbosité. Autrement dit, les corsets testés entraînent donc un mouvement global du tronc mais ne corrigent pas les déformations intrinsèques. Il serait donc intéressant de chercher des configurations de corset, géométriques notamment, qui permettront de corriger ces déformations intrinsèques.

Le modèle développé est détaillé, paramétrique et automatisé. La géométrie du corset pourra être améliorée en raffinant le modèle du tronc. Une étude avancée de l'influence des paramètres de simulation a montré que le modèle permet de comparer efficacement des corsets de conception différente. Le temps de calcul est raisonnable mais reste relativement élevé dans le cadre d'un processus d'optimisation. Quelques améliorations devront encore être apportées pour améliorer la fréquence de convergence et le réalisme de la simulation. L'étude préliminaire d'optimisation a démontré les possibilités offertes

par le modèle dans ce domaine. Une étude davantage détaillée et exhaustive, multi-critère et adaptée à des temps de calcul élevés, doit encore être effectuée.

Le modèle développé dans ce projet est innovateur. Il constitue une avancée en terme de réalisme des simulations numériques du traitement par corset. En effet, on modélise directement le corset et son interface avec le tronc humain et non plus seulement les forces qu'il génère. Périé et coll. (2004) utilisaient également cette approche. On a toutefois souligné dans le chapitre 6 que des progrès considérables avaient été effectués par rapport à leur méthodologie, tant au niveau de la modélisation du corset qu'au niveau du processus de simulation.

Des études de validation expérimentale devront être menées. On pourra par exemple numériser la géométrie des corsets utilisés par différents patients, simuler grâce au modèle éléments finis personnalisé de ces patients le traitement par corset et comparer les résultats des simulations, en terme de géométrie et de force, aux données expérimentales obtenues sur le patient avec corset. Cette étude pourra être menée à court terme (effet immédiat du corset) mais aussi à long terme. On pourrait à cet effet utiliser les travaux de Villemure (2004) sur la croissance du rachis chez les sujets scoliotiques.

Le modèle développé durant ce projet permettra alors une étude avancée de la biomécanique des corsets et une rationalisation de leur conception.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

ALLINGTON, N. J. et BOWEN, J. R. (1996). Adolescent idiopathic scoliosis: treatment with the Wilmington brace. A comparison of full-time and part-time use. J Bone Joint Surg Am **78**, 1056-62.

ANDRIACCHI, T. P., SCHULTZ, A. B., BELYTSCHKO, T. B. et DEWALD, R. (1976). Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis. A biomechanical analysis and a retrospective study. J Bone Joint Surg Am **58**, 806-15.

AUBIN, C. E., DANSEREAU, J., DE GUISE, J. A. et LABELLE, H. (1997). Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis. Spine **22**, 629-35.

AUBIN, C. E., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (1993). [Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax]. Ann Chir **47**, 881-7.

AUBIN, C. E., LABELLE, H., RUSZKOWSKI, A., PETIT, Y., GIGNAC, D., JONCAS, J. et DANSEREAU, J. (1999). Variability of strap tension in brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. Spine **24**, 349-54.

AUBIN, C.-É. (1995). Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse. Thèse de doctorat. Montréal, École Polytechnique.

BASMAJIAN, J. V. et CATES, H. A. (1977). Anatomie. Paris, St-Hyacinthe, Qué: Maloine. Somabec.

BEAUSEJOUR, M., AUBIN, C. E., FELDMAN, A. G. et LABELLE, H. (1999). [Simulation of lateral bending tests using a musculoskeletal model of the trunk]. Ann Chir **53**, 742-50.

BERNAKIEWICZ, M. et VICECONTI, M. (2002). The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. J Biomech **35**, 61-7.

BOUDREAULT, F. Comportement mécanique des unités fonctionelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain. Université de Montréal, École Polytechnique, Département de Génie mécanique. 94.

BOWEN, R. (2003). The Bracing manual, The Wilmington Brace. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

CARLSON, M. (2003). Clinical Biomechanics of Orthotic Treatment of Idiopathic Scoliosis. Journal of Prosthetics and Orthotics **15**, 17-30.

CARRIER, J., AUBIN, C. E., VILLEMURE, I. et LABELLE, H. (2004). Biomechanical modelling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis. Med Biol Eng Comput **42**, 541-8.

CARRIER, J., AUBIN, C. E., TROCHU F., LABELLE H. (2003). Optimization of rib surgery parameters for the correction of scoliotic deformities using dual kriging. Journal of Biomechanical Engineering

CHASE, A. P., BADER, D. L. et HOUGHTON, G. R. (1989). The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of adolescent idiopathic scoliosis. Spine **14**, 636-42.

CLEMENTE, C. D. (1987). Anatomy a regional atlas of the human body. Baltimore: Urban & Schwarzenberg.

CLIMENT, J. M. et SANCHEZ, J. (1999). Impact of the type of brace on the quality of life of Adolescents with Spine Deformities. Spine **24**, 1903-8.

COILLARD, C., LEROUX, M. A., ZABJEK, K. F. et RIVARD, C. H. (2003).

SpineCor--a non-rigid brace for the treatment of idiopathic scoliosis: post-treatment results. Eur Spine J **12**, 141-8.

D'AMATO, C. R., GRIGGS, S. et MCCOY, B. (2001). Nighttime bracing with the Providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis. Spine **26**, 2006-12.

D'AMATO, C. (2003). The Bracing manual, The Providence Brace. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., DE GUISE, J. et LABELLE, H. (1990). Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. 16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering. **2**, 61-64.

DANSEREAU, J. et STOKES, I. A. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. J Biomech **21**, 893-901.

DE GUISE, J. A. et MARTEL, Y. (1988). 3D-biomedical modeling: merging image processing and computer aided. Engineering in Medicine and Biology Society, 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. 426-427 vol.1.

DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., LABELLE, H., AUBIN, C. E. et DANSEREAU, J. (2003). Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. IEEE Trans Biomed Eng **50**, 989-98.

DESCRIMES, J.-L. (1995). Modélisation par éléments finis du rachis thoraco-lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques. Thèse de doctorat. ENSAM, Paris.

DESCRIMES, J. L., AUBIN, C. E., BOUDREAULT, F., SKALLI, W., ZELLER, R., DANSEREAU, J. et LAVASTE, F. (1995). Modelling of facet joints in a global finite element model of the spine: mechanical aspects. AL., M. D. E. Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities . 107-112. IOS Press.

DICKSON, R. A. (1999). Spinal deformity-adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment. Spine **24**, 2601-6.

DUVAL-BEAUPERE, G., SCHMIDT, C. et COSSON, P. (1992). A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. Ann Biomed Eng **20**, 451-62.

ELDEEB, H., BOUBEKRI, N., ASFOUR, S., KHALIL, T. et FINNIESTON, A. (2001). Design of thoracolumbosacral orthosis (TLSO) braces using CT/MR. J Comput Assist Tomogr **25**, 963-70.

EMANS, J. (2003). The Bracing Manual, The Boston Brace. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

FERNANDEZ-FELIBERTI, R., FLYNN, J., RAMIREZ, N., TRAUTMANN, M. et ALEGRIA, M. (1995). Effectiveness of TLSO bracing in the conservative treatment of idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop **15**, 176-81.

GALANTE, J., SCHULTZ, A., DEWALD, R. L. et RAY, R. D. (1970). Forces acting in the Milwaukee brace on patients undergoing treatment for idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am **52**, 498-506.

GAUVIN, C. (1996). Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain. École Polytechnique , Département de génie mécanique.

GAVIN, T. et PATWARDHAN AG (2003). Bracing manual, brace biomechanics. Scoliosis research society (www.srs.org)

GEPSTEIN, R., LEITNER, Y., ZOHAR, E., ANGEL, I., SHABAT, S., PEKARSKY, I., FRIESEM, T., FOLMAN, Y., KATZ, A. et FREDMAN, B. (2002). Effectiveness of the Charleston bending brace in the treatment of single-curve idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop **22**, 84-7.

GIGNAC, D., AUBIN, C. E., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. Eur Spine J 9, 185-90.

GIGNAC, D., AUBIN, C. E., DANSEREAU, J., POULIN, F. et LABELLE, H. (1998). [A biomechanical study of new orthotic treatment approaches for the 3D correction of scoliosis]. Ann Chir 52, 795-800.

GIGNAC, D. (1998). Optimisation du traitement de la scoliose par corsets. Mémoire de maîtrise. Montréal: École polytechnique.

GOLDBERG, C. J., DOWLING, F. E., HALL, J. E. et EMANS, J. B. (1993). A statistical comparison between natural history of idiopathic scoliosis and brace treatment in skeletally immature adolescent girls. Spine 18, 902-8.

GOLDBERG, C. J., MOORE, D. P., FOGARTY, E. E. et DOWLING, F. E. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery. Spine 26, 42-7.

GRAY, H. (1918). Anatomy of the Human Body. PHILADELPHIA: LEA & FEBIGER.

GREEN, N. E. (1986). Part-time bracing of adolescent idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am 68, 738-42.

HOOPER, R. (2003). The Bracing manual, The Charleston Brace. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

HOWARD, A., WRIGHT, J. G. et HEDDEN, D. (1998). A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis. Spine 23, 2404-11.

INOUE, K. (1985). The sagittal curvature of spine in idiopathic scoliosis--its morphological features and the correlation among sagittal and frontal curvatures and rotation of apical vertebra, Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 59, 505-16.

KATZ, D. E. et DURRANI, A. A. (2001). Factors that influence outcome in bracing large curves in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Spine 26, 2354-61.

KATZ, D. E., RICHARDS, B. S., BROWNE, R. H. et HERRING, J. A. (1997). A comparison between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 22, 1302-12.

KEIM, H. (1976). The adolescent spine. New York: Grune & Stratton.

KOROVESSIS, P., KYRKOS, C., PIPEROS, G. et SOUCACOS, P. N. (2000). Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 25, 2064-71.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C. et POITRAS, B. (1992). [3-D study of the immediate effect of the Boston brace on the scoliotic lumbar spine]. Ann Chir 46, 814-20.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C. et POITRAS, B. (1996). Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. Spine 21, 59-64.

LACROIX, M. (2003). Modélisation biomécanique de l'interaction entre le corset et le tronc dans le traitement de la scoliose. Mémoire de maîtrise. École Polytechnique de Montréal.

LAVASTE, F., ASSELINEAU, A., DIOP, A., GRANDJEAN, J. L., LAURAIN, J. M., SKALLI, W. et ROY-CAMILLE, R. (1990). Protocole expérimental pour la caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires. Rachis 2, 435-446.

LENKE, L. G., EDWARDS, C. C. 2ND et BRIDWELL, K. H. (2003). The Lenke classification of adolescent idiopathic scoliosis: how it organizes curve patterns as a template to perform selective fusions of the spine. Spine 28, S199-207.

LONSTEIN, J. E. et CARLSON, J. M. (1984). The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. J Bone Joint Surg Am **66**, 1061-71.

LONSTEIN, J. E. et WINTER, R. B. (1994). The Milwaukee brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A review of one thousand and twenty patients. J Bone Joint Surg Am **76**, 1207-21.

LONSTEIN, J. (2003). The Bracing manual, The Milwaukee Brace. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

LUCE, F. (2002). Amélioration et validation d'un modèle par éléments finis du traitement de la scoliose par corset. Rapport de stage. E.N.S.M.A., Poitiers, France.

MAC-THIONG JM, PETIT. Y., AUBIN. C.E. ,DELORME. S., DANSEREAU J., LABELLE. H. (2004 Jan 1). Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces. Spine **29**(1):26-32,

MARTIN, F. (1990). Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire. Rapport de D.E.A.. Paris: ENSAM.

MATUSSEK, J., MELLEROWICZ, H., KLOCKNER, C., SAUERLANDT, B., NAHR, K. et NEFF, G. (2000). [2- and 3-dimensional correction of scoliosis by corset treatment. Optimized conservative therapy of idiopathic scoliosis with the improved Cheneau corset]. Orthopade **29**, 490-9.

NACHEMSON, A. L. et PETERSON, L. E. (1995). Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. J Bone Joint Surg Am **77**, 815-22.

NOONAN, K. J., WEINSTEIN, S. L., JACOBSON, W. C. et DOLAN, L. A. (1996). Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am

78, 557-67.

ODERMATT, D., MATHIEU, P. A., BEAUSEJOUR, M., LABELLE, H. et AUBIN, C. E. (2003). Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. J Orthop Res 21, 931-6.

OGILVIE J. (1994). Spinal Orthotics, An overview. In The Pediatric Spine: Principles and Practice, Anonymouspp. 1787-1828. New-York: Raven Press, Ltd.

OHLEN, G., AARO, S. et BYLUND, P. (1988). The sagittal configuration and mobility of the spine in idiopathic scoliosis. Spine 13, 413-6.

OLAFSSON, Y., SAROSTE, H., SODEOLUND, V. et HOFFSTON, M. (1995). Boston brace in the treatment of idiopathic scoliosis. Journal of Prosthetics and Orthotics 15, 524-527.

PARENT, S., LABELLE, H., SKALLI, W. et DE GUISE, J. (2004). Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. Spine 29, 239-48.

PATWARDHAN, A. G., BUNCH, W. H., MEADE, K. P., VANDERBY, R. JR et KNIGHT, G. W. (1986). A biomechanical analog of curve progression and orthotic stabilization in idiopathic scoliosis. J Biomech 19, 103-17.

PATWARDHAN, A. G., RIMKUS, A., GAVIN, T. M., BUECHE, M., MEADE, K. P., BIELSKI, R. et IBRAHIM, K. (1996). Geometric analysis of coronal decompensation in idiopathic scoliosis. Spine 21, 1192-200.

PAZOS, V., CHERIET, F., LABELLE, H. et DANSEREAU, J. (2002). 3D reconstruction and analysis of the whole trunk surface for non-invasive follow-up of scoliotic deformities. Stud Health Technol Inform 91, 296-9.

PERDRIOLLE, R., BECCHETTI, S., VIDAL, J. et LOPEZ, P. (1993). Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. Spine

18, 343-9.

PERIE, D., AUBIN, C. E., LACROIX, M., LAFON, Y., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2002). Personalized biomechanical modeling of Boston brace treatment in idiopathic scoliosis. Stud Health Technol Inform **91**, 393-6.

PERIE, D., AUBIN, C. E., LACROIX, M., LAFON, Y. et LABELLE, H. (2004). Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. Med Biol Eng Comput **42**, 339-44.

PERIE, D., AUBIN, C. E., PETIT, Y., BEAUSEJOUR, M., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2003). Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. Spine **28**, 1672-7.

PETIT, Y. Calcul des forces équivalentes aux pressions générées par le corset de Boston sur un patient scoliotique. Rapport de stage. Université de Montréal, École Polytechnique, Département de Génie mécanique. 92.

POPE, M. H., STOKES, I. A. et MORELAND, M. (1984). The biomechanics of scoliosis. Crit Rev Biomed Eng **11**, 157-88.

PRICE, C. T., SCOTT, D. S., REED, F. E. JR et RIDDICK, M. F. (1990). Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston bending brace. Preliminary report. Spine **15**, 1294-9.

PRICE, C. T., SCOTT, D. S., REED, F. R. JR, SPROUL, J. T. et RIDDICK, M. F. (1997). Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: long-term follow-up. J Pediatr Orthop **17**, 703-7.

RIVARD, C. (2003). The Bracing manual, The Spinecor System. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

ROBERTS, S. B. et CHEN, P. H. (1970). Elastostatic analysis of the human thoracic

skeleton. J Biomech **3**, 527-45.

ROBERTS, S. B. et CHEN, P. H. (1972). Global geometric characteristics of typical human ribs. J Biomech **5**, 191-201.

ROGALA, E. J., DRUMMOND, D. S. et GURR, J. (1978). Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. J Bone Joint Surg [Am] **60**, 173-6.

ROWE, D. E., BERNSTEIN, S. M., RIDDICK, M. F., ADLER, F., EMANS, J. B. et GARDNER-BONNEAU, D. (1997). A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am **79**, 664-74.

ROWE, D. (2003). The Bracing Manual, Idiopathic scoliosis. Scoliosis Research Society (www.srs.org)

SAINT-CYR, E. (1994). Caractérisation et modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses. Mémoire de maîtrise. Université de Montréal, École Polytechnique, Département de Génie mécanique.

SANDERS, J. E., GREVE, J. M., MITCHELL, S. B. et ZACHARIAH, S. G. (1998). Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks. J Rehabil Res Dev **35**, 161-76.

SMITH, K. (2004). Coronal Plane Trunk Shifts and Decompensational Perspectives in a New Design of an Asymmetrical TLSO Module. Journal of Prosthetics and Ortotics **16**, 16-22.

STOKES, I. A. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. Spine **19**, 236-48.

SUNDARAM, S. H. et FENG, C. C. (1977). Finite element analysis in the human thorax. J Biomech **10**, 505-16.

TRIVEDI, J. M. et THOMSON, J. D. (2001). Results of Charleston bracing in skeletally immature patients with idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop 21, 277-80.

TROCHU, F. (1993). Contouring program based on dual kriging interpolation. Engineering with Computers (New York) 9, 160-177.

UPADHYAY, S. S., NELSON, I. W., HO, E. K., HSU, L. C. et LEONG, J. C. (1995). New prognostic factors to predict the final outcome of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 20, 537-45.

VAZ, G., ROUSSOULY, P., BERTHONNAUD, E. et DIMNET, J. (2002). Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. Eur Spine J 11, 80-7; discussion 88.

VELDHUIZEN, A. G., CHEUNG, J., BULTHUIS, G. J. et NIJENBANNING, G. (2002). A new orthotic device in the non-operative treatment of idiopathic scoliosis. Med Eng Phys 24, 209-18.

VILLEMURE, I., AUBIN, C. E., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. Eur Spine J 13, 83-90.

WEINSTEIN, S. L. (1986). Idiopathic scoliosis. Natural history. Spine 11, 780-3.

WHITE, A. A. et PANJABI, M. M. (1978). The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. Spine 3, 12-20.

WHITE, A. et PANJABI, M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia: Lippincott.

WILEY, J. W., THOMSON, J. D., MITCHELL, T. M., SMITH, B. G. et BANTA, J. V. (2000). Effectiveness of the boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 25, 2326-32.

WILLERS, U., NORMELLI, H., AARO, S., SVENSSON, O. et HEDLUND, R. (1993). Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis. Spine 18, 432-5.

WONG, M. S., MAK, A. F., LUK, K. D., EVANS, J. H. et BROWN, B. (2000). Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). Prosthet Orthot Int 24, 148-62.

WYNARSKY, G. T. et SCHULTZ, A. B. (1991). Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. J Biomech 24, 721-32.

WYNARSKY, G. T. et SCHULTZ, A. B. (1989). Trunk muscle activities in braced scoliosis patients. Spine 14, 1283-6.

ZHANG, M. et MAK, A. F. (1999). In vivo friction properties of human skin. Prosthet Orthot Int 23, 135-41.